



universidade  
de aveiro  
2017

Departamento de Ciências Médicas

**Fábio António Lopes  
Carvalho**

**Procedimentos *training* em PET:  
Implementação no sistema easyPET**





**Fábio António Lopes  
Carvalho**

**Procedimentos *training* em PET: Implementação no  
sistema easyPET**

Relatório de projeto apresentado à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias de Imagem Médica, realizado sob a orientação científica do Doutor João Filipe Calapez de Albuquerque Veloso, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro e coorientação da Doutora Ana Luísa Monteiro da Silva, Investigadora de Pós-Doutoramento do Departamento de Física da Universidade de Aveiro.



Dedico este trabalho aos meus pais.



## **O júri**

Presidente

**Professora Doutora Sílvia de Francesco**  
Professora Adjunta da Universidade de Aveiro

**Doutor Ismael Filipe Correia de Castro**  
Gerente, RI-TE *Radiation Imaging Technologies*, Lda

**Doutora Ana Luísa Monteiro da Silva**  
Investigadora de Pós-Doutoramento da Universidade de Aveiro





## **Agradecimentos**

Na conclusão de mais um momento importante do meu percurso académico é com enorme apreço que gratifico todos os que me acompanharam e estiveram ao meu lado ao longo deste trabalho.

Agradeço aos meus Orientadores, Professor Doutor João Veloso e à Doutora Ana Luísa Silva, por me terem acompanhado ao longo deste percurso com a sua orientação e preciosa ajuda que considero ter sido fundamental. Obrigado por todas as partilhas de conhecimento e de experiências que me concederam e também por toda a amabilidade e simpatia com que me acolheram e guiaram até ao alcance deste objetivo.

Gostaria também de agradecer ao Professor convidado e Técnico de Medicina Nuclear Diogo Faria pela ajuda prestada no desenvolvimento deste trabalho e igualmente agradecer à “*Lenitudes Medical Center and Research*” e ao “Hospital Lusíadas Porto”, local de trabalho do técnico Diogo Faria, pela disponibilização das instalações para observação e diálogo com os seus profissionais de saúde, os técnicos de medicina nuclear, referente às suas práticas diárias e tarefas a realizar.

Não posso deixar de agradecer ainda à minha família, amigos, namorada e professores pelo constante apoio e dedicação dando toda a força anímica para tornar este caminho menos penoso.

Um Obrigado a todos!



**palavras-chave**

*easyPET, training, PET, user-interface*

**resumo**

A educação e a formação são importantes para os técnicos de Medicina nuclear, no entanto é necessário ter em atenção às necessidades de formação. Uma dessas necessidades é a falta de instrumentos/equipamentos para simular as atividades práticas de um técnico de medicina nuclear no momento da sua aprendizagem. Estes equipamentos existem mas são difíceis de adquirir devido ao seu elevado custo. Neste âmbito, no departamento de Física da Universidade de Aveiro foi desenvolvido um equipamento de pequenas dimensões passível de simular as atividades diárias de um técnico de medicina nuclear e com um baixo custo, o easyPET.

O easyPET promete introduzir assim no mercado um novo conceito de educação e treino para além de outras vantagens.

Este trabalho para além de explicar a constituição, vantagens e modo de funcionamento do equipamento, apresentará igualmente uma proposta de *user interface* para a construção do software de interface o mais fiel possível ao da prática clínica.



**keywords**

easyPET, *training*, PET, *user-interface*

**abstract**

Education and training are important for nuclear medicine technicians, however it is necessary to pay attention to the training needs. One of these needs is the lack of instruments/equipment to simulate the practical activities of a nuclear medicine technician during his apprenticeship. These equipment exist but are impossible to acquire due to their high cost. Within this framework in the Physics Department of the University of Aveiro has been developed a small equipment that makes it possible to simulate the daily activities of a nuclear medicine technician with a low cost, the easyPET.

The easyPET promises to introduce to the market a new concept of education and training in addition to others advantages.

This work, in addition to explaining the constitution, advantages and mode of operation of the equipment, will also present a user interface proposal for the construction of the interface software that is most similar to those used in clinical practice.



## Abreviaturas

PET - *Positron Emission Tomography*

I3N – *Institute of Nanostructures, Nanomodelling and Nanofabrication*

RI-TE – *Radiation Imaging Technologies*

EANM - *European Association of Nuclear Medicine*

CT – *Computed Tomography*

RMN - *Ressonância Magnética Nuclear*

FWHM - *Full Width Half Maximum*

LOR - *Lines of Response*

FDG - *Fluorodesoxiglicose*

SPECT- *Single-Photon Emission computed Tomography*

PMT- *Photo-Multiplier Tubes*

APD- *Avalanche Photo Diode*

SNR – *Signal-to-Noise Ratio* (relação sinal ruído)

SiPM - *Silicon Photo-Multiplier*

FOV - *Field of View*

DFOV - *Displayed Field of view*

NECR- *Noise Equivalent Count Rate*

TOF - *Time of Flight*

FORE - *Fourier Rebinning*

OSEM - *Ordered-Subset Expectation Maximization*

MLEM - *Maximum-Likelihood Expectation Maximization*

RAMLA - *Row-Action Maximum-Likelihood Algorithm*

SSRB - *Single-Slice Rebinning*

DICOM - *Digital Imaging and Communication in Medicine*

NMTCB - *Nuclear Medicine Technologist Board*

ARRT - *American Registry of Radiologic Technologists*

CAMRT - *Canadian Association of Medical Radiation Technologists*

CET - *Curso de Especialização Tecnológica*

BNMS - *British Nuclear Medicine Society*

SNMMI - *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*

HIS - *Hospital Information System*

RIS - *Radiology Information System*

IAEA - *International Atomic of Energy Agency*

SUV - *Standardized Uptake Value*

DMPR - *Direct Multi Plan Reformat*

ADNI - *Alzheimer Disease Neuroimaging Initiative*

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

NEMA – *National Electrical Manufacturers Association*

DGS – *Direção Geral da Saúde*

CQ – *Controlo de Qualidade*



# Índice

<b>Abreviaturas.....</b>	<b>V</b>
<b>Introdução .....</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo 1 - Educação em Medicina Nuclear.....</b>	<b>3</b>
1.1 Certificação em Medicina Nuclear .....	3
1.2 Competências dos técnicos de Medicina Nuclear .....	5
1.3 Protocolos em Medicina Nuclear .....	8
1.4 Áreas de diagnóstico clínico de PET .....	10
1.4.1 Oncologia.....	10
1.4.2 Cardiologia e Cirurgia Cardíaca .....	11
1.4.3 Neurologia e Psiquiatria .....	11
<b>Capítulo 2 - Princípios Físicos em PET .....</b>	<b>13</b>
2.1 Decaimento Radioativo.....	13
2.2 Emissão e aniquilação de positrões .....	14
2.3 Interação da radiação com a matéria .....	14
2.3.1 Interação das partículas .....	15
2.3.2 Interação dos fótons.....	16
<b>Capítulo 3 - PET (Positron Emission Tomography).....</b>	<b>19</b>
3.1 O que é a PET.....	19
3.2 Princípio da PET.....	19
3.3 Limitações da PET.....	21
3.4 Sistema de detetores .....	22
3.4.1 Contadores Proporcionais.....	22
3.4.2 Detetores semicondutores.....	23
3.4.3 Detetores de cintilação .....	23
3.4.3.1 Cristais cintiladores.....	23

3.5 Foto-detetores.....	25
3.6 Configuração de sistemas de deteção .....	27
3.7 Aquisição 2D versus 3D .....	28
3.7.1 Métodos de Reconstrução .....	30
3.7.1.1 Métodos de retroprojeção .....	30
3.7.1.2 Métodos Iterativos.....	32
3.7.1.3 Reconstruções 3D.....	33
<b>Capítulo 4 - Sistema easyPET.....</b>	<b>35</b>
4.1 O que é.....	35
4.2 Vantagens.....	35
4.3 Características do equipamento.....	36
4.4 Princípio de funcionamento .....	38
<b>Capítulo 5 - Levantamento das necessidades de software PET clínico .....</b>	<b>39</b>
5.1 Software .....	39
5.1.1 Registo.....	39
5.1.2 Aquisição .....	40
5.1.3 Reconstrução e informação radio-farmacológica .....	44
5.2 Exemplo de outros Softwares .....	50
5.3 Observações.....	56
5.4 Controlo de Qualidade .....	57
5.5 Formação da imagem e colormaps .....	62
<b>Capítulo 6 - Proposta de <i>user interface</i> para o sistema easyPET .....</b>	<b>67</b>
6.4 Observações .....	80
<b>Conclusão e perspetivas futuras .....</b>	<b>81</b>
<b>Bibliografia.....</b>	<b>83</b>
<b>Anexo .....</b>	<b>87</b>

## Índice de Figuras

Figura 1 – Países da UE com os diferentes níveis de ensino [5] .....	4
Figura 2 - Exponencial de Decaimento (adaptado de [11]) .....	14
Figura 3 - Ilustração das interações da radiação com a matéria [11].....	17
Figura 4 - Princípio do PET [15] .....	20
Figura 5 - Tipos de coincidências [9] .....	21
Figura 6 - Características de cristais cintiladores para PET [7] .....	24
Figura 7 – Diagrama esquemático de um PMT (foto-detector hexagonal) [9] .....	26
Figura 8 - Configuração de sistemas de detecção PET [12] .....	28
Figura 9 - Aquisição 2D versus 3D (adaptado de [17]) .....	29
Figura 10 - A- Diferentes filtros passo-baixo; B- Obtenção de diferentes filtros através da multiplicação do filtro em rampa com <i>cutoff</i> a uma frequência de 0.5 ciclos/pixel [12].....	31
Figura 11 - Método de reconstrução iterativo [12] .....	32
Figura 12 - Protótipo easyPET inicial [21] .....	36
Figura 13 - Imagem ilustrativa easyPET 3D (Lado Esquerdo); Protótipo easyPET 3D (lado direito) .....	36
Figura 14 - Princípio de funcionamento do sistema easyPET [22] .....	38
Figura 15 - Escolha do tipo de aquisição .....	41
Figura 16 - Delimitação da zona de interesse do estudo .....	42
Figura 17 - Direção da aquisição .....	42
Figura 18 - Número de aquisições .....	42
Figura 19 - Definição da sobreposição/ <i>Overlap</i> .....	43
Figura 20 - Janela de atribuição dos tempos de aquisição .....	43
Figura 21 – Informação da dose e radio-fármaco .....	44
Figura 22 – Tamanho da janela de entrada do equipamento .....	45
Figura 23 – Seleção dos parâmetros de reconstrução de imagem .....	46
Figura 24 – Seleção da matriz .....	46
Figura 25 – Aplicação do Coeficiente de atenuação.....	47
Figura 26 – Seleção dos DMPRs .....	47
Figura 27 – Software da GE (observado na prática clínica) .....	48

Figura 28 - Software da GE 2 (observado na prática clínica) .....	49
Figura 29 - Software da Siemens (observado em manuais) [25] .....	50
Figura 30 - Software da Siemens 2 (observado em manuais) [25] .....	51
Figura 31 - Software da Siemens 3 (observado em manuais) [25] .....	52
Figura 32 - Software da GE Advance (observado em manuais) [25] .....	53
Figura 33 - Software da GE Advance 2 (observado em manuais) [25] .....	54
Figura 34 - Software da GE Advance 3 (observado em manuais)[25] .....	55
Figura 35 - Controlo de qualidade, avaliação do sinograma (Adaptado de [26]) .....	57
Figura 36 – CQ diário: A - detetores sem falhas, B – detetores com falhas (adaptado de [27]).....	58
Figura 37 - Imagem com limites de controlo de qualidade diário especificados pelo fabricante [28].....	58
Figura 38 - Controlo de qualidade: erro de <i>timing</i> [28] .....	59
Figura 39 - CQ ótimo [29].....	60
Figura 40 - CQ de aceitação (CQ para comparação - <i>baseline</i> ) [29].....	61
Figura 41 - Imagem nos 3 planos ortogonais [12] .....	62
Figura 42 - Imagem HOT IRON COLOR [30] .....	63
Figura 43 - Imagem PET COLOR [30] .....	64
Figura 44 - Imagem HOT METAL BLUE COLOR [30] .....	64
Figura 45 - Imagem PET20 COLOR [30].....	65
Figura 46 - Janela principal easyPET .....	67
Figura 47 - Janela Registos easyPET .....	69
Figura 48 - Janela de Novo Registo easyPET .....	70
Figura 49 - Esquema dos procedimentos para realização do CQ do easyPET.....	72
Figura 50 - Janela CQ easyPET .....	72
Figura 51 – Fantoma NEMA NU 4-2008 [31] .....	73
Figura 52 - Janela dos parâmetros de aquisição e reconstrução easyPET (imagem adaptada de [22]) .....	74
Figura 53 - Janela de visualização e pós-processamento easyPET (imagem retirada de [32]) .....	78
Figura 54 - Janela de visualização e pós-processamento easyPET (imagens retiradas de [32]).....	79

## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Propriedades dos radionuclídeos em PET (adaptado de [9]).....	15
Tabela 2 - Características de fotodetetores (adaptado de [16]) .....	27
Tabela 3 - Propriedades de diferentes algoritmos da GE .....	34
Tabela 4 – Caraterísticas do sistema easyPET .....	37
Tabela 5 - Parâmetros de aquisição e reconstrução estipulados pela IAEA (adaptado de [24]).....	40
Tabela 6 - Representação esquemática da proposta de <i>user interface</i> .....	68
Tabela 7 - Exemplo Worksheet de PET .....	87



## Introdução

Segundo a Associação Europeia de Medicina Nuclear (EANM – *European Association of Nuclear Medicine*), a Medicina Nuclear consiste numa “Ciência que utiliza as propriedades nucleares da matéria para investigar perturbações do metabolismo e da função fisiológica e fisiopatológica e assim diagnosticar e tratar doenças, para isso recorrendo à utilização de fontes radiativas não seladas”. No entanto, esta descrição está muito aquém daquilo que um técnico de medicina nuclear executa de verdade na sua profissão e que incorpora muito mais que administrar um produto radiativo e estudar as funções metabólicas do organismo.

São cada vez mais as situações clínicas em que o diagnóstico e terapêutica exigem não só técnicas imagiológicas inovadoras de medicina nuclear, nomeadamente a PET (do inglês, *Positron Emission Tomography*), mas também um vasto conhecimento dessas mesmas técnicas, patologias associadas, interpretação de diferentes modalidades de imagem e responsabilidades e deveres de um técnico de medicina nuclear.

A medicina nuclear é uma das atividades profissionais da área da saúde onde a aprendizagem é difícil de se efetuar, uma vez que para além da teoria é necessário colocar em prática o conhecimento adquirido ao longo do tempo, sendo este principalmente obtido com os estágios clínicos. Daí advém a necessidade e exigência de um programa de educação e treino sofisticado e de qualidade para estes profissionais de saúde desenvolverem e porem em prática as suas competências práticas.

Os sistemas PET pré-clínicos são fundamentais e desempenham um papel importante quer na investigação e desenvolvimento de novos produtos, quer na educação de profissionais de saúde de medicina nuclear, mas devido ao seu elevado custo estes sistemas de aquisição PET tornam-se inacessíveis às universidades ou escolas públicas.

Com os avanços tecnológicos a ocorrerem da noite para o dia e consequentemente estes evoluírem a necessidade de aumentar o conhecimento técnico-científico é clara a perceção da necessidade do aumento da qualidade de ensino a ser adquirido e prestado por parte das instituições de educação, assim no decorrer desta situação repensou-se na criação/desenvolvimento de um equipamento de simulação PET, o *easyPET*, um sistema de treino patenteado e desenvolvido pela Universidade de Aveiro, pelo Grupo de Detecção de Radiação e Imagiologia Médica do I3N (*Institute of Nanostructures, Nanomodelling*

*and Nanofabrication*) do Departamento de Física, em parceria com a *spin-off* RI-TE (*Radiation Imaging Technologies, Lda.*) para simular atividades básicas de PET.

O desenvolvimento deste projeto foi desafiante, porque requereu compreensão e aprendizagem técnica de uma área de saúde por si complexa, um fator determinante para o escrutínio da informação para o seu desenvolvimento, mas gratificante ao poder saber que a participação e envolvimento contribuirá para a construção de um equipamento capaz de melhorar a qualidade formativa dos profissionais de saúde de medicina nuclear.

O desenvolvimento deste projeto estará repartido em vários capítulos. O primeiro capítulo explicará como pode ser obtida a certificação profissional nesta área de saúde, juntamente com as suas competências e as áreas de diagnóstico clínico de PET.

O segundo capítulo é mais direcionado para a Física, com uma breve explicação dos princípios físicos que ocorrem da utilização de compostos radioativos e interações na matéria.

Um terceiro capítulo sobre a temática PET permite perceber o que é, o seu princípio, os seus limites e componentes necessários em um equipamento PET para aquisição e reconstrução de imagens.

O quarto capítulo referente ao sistema *easyPET* descreve o equipamento a ser desenvolvido, as vantagens deste equipamento, as suas características e o seu princípio de funcionamento.

O quinto capítulo engloba o levantamento das necessidades das características de um software de PET clínico para a extrapolação dessa informação e posterior criação do *user interface* no sistema a ser desenvolvido.

No sexto capítulo será apresentada uma proposta de *user interface* que deverá possuir o equipamento de treino a ser desenvolvido para simular as atividades diárias de um profissional de saúde de medicina nuclear.



# Capítulo 1 - Educação em Medicina Nuclear

A educação e o treino asseguram que os técnicos de medicina nuclear adquirem o conhecimento e técnicas necessárias para se tornarem profissionais de saúde competentes na sua área, no entanto essa aquisição de competências pode ser distintas consoante a região [1].

## 1.1 Certificação em Medicina Nuclear

Diferentes países têm diferentes modelos para treinar e ensinar os seus profissionais de saúde. No entanto não existe uma uniformidade nos mesmos, existindo diferenças nos modelos de aquisição de competências. Vão ser dados exemplos na América do Norte e na Europa [2].

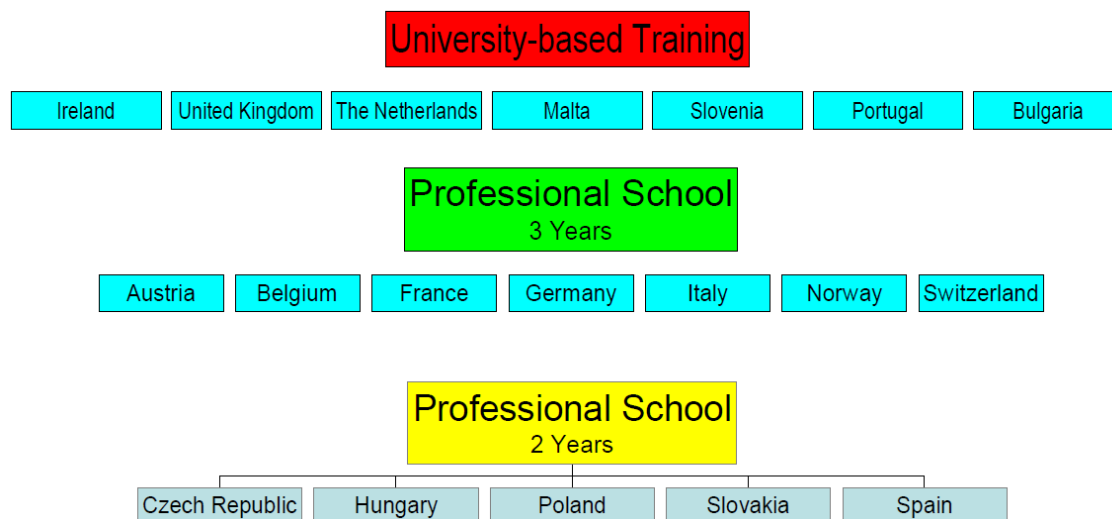
Na América do Norte existem duas formas de se obter a certificação como técnico de medicina nuclear. Na primeira o técnico é certificado ou registado pela *Nuclear Medicine Technologist Board* (NMTCB) ou pela *American Registry of Radiologic Technologists* (ARRT) ou ainda pela *Canadian Association of Medical Radiation Technologists* (CAMRT) com a formação em Tecnologias de Medicina Nuclear [3].

A segunda forma, são técnicos de radiologia e técnicos de radioterapia que se qualificaram e passaram o respetivo exame de certificação oferecido pela ARRT ou CAMRT e que realizaram e concluíram o exame de especialidade PET oferecido pelo NMTCB, obtendo assim a aprovação e a respetiva qualificação de técnico de medicina nuclear [3].

Passando para a Europa, o caso é diferente, aqui existe uma discrepância entre os países dentro da própria União Europeia. Existem dois modelos de educação:

1. Ensino Universitário – inclui uma licenciatura de 3 - 4 anos e/ou um mestrado na área de Medicina nuclear, nomeadamente PET, com uma duração de 2 anos.
2. Escolas Profissionais – cursos com duração de 2 – 3 anos, formação pós secundário, um CET (Curso de Especialização Tecnológico) não sendo designado como Licenciatura ou Curso Superior [4], [5].

Segue uma representação das diferentes áreas de educação referentes aos modelos de aquisição de competências em medicina nuclear nos respetivos países da União Europeia.



**Figura 1 – Países da UE com os diferentes níveis de ensino [5]**

Dentro da Europa existe uma falta de uniformização da formação, porque em alguns países a junção dos cursos de radiologia, radioterapia e medicina nuclear é fornecida, enquanto noutros a medicina nuclear ainda é oferecida como uma formação à parte [4].

A consequência disto faz com que as qualificações dos técnicos de medicina nuclear não sejam comparáveis internacionalmente. Muitos dos países europeus que possuem poucos recursos humanos nesta área de atuação, vêm-se muitas vezes impedidos de contratar outros técnicos de medicina nuclear da europa, porque as suas qualificações não são reconhecidas [4].

Hoje em dia a formação de técnicos na Europa deve seguir de acordo com a diretiva Europeia 89/48/CEE para uniformizar as competências de todos os técnicos de imagem médica/medicina nuclear, para que estes tenham as mesmas equivalências e oportunidades que os outros profissionais de saúde de todos os países da união europeia [4].

## 1.2 Competências dos técnicos de Medicina Nuclear

O técnico de medicina nuclear é um profissional de saúde que está habilitado a exercer um vasto leque de procedimentos. Este faz parte de uma equipa multidisciplinar, que inclui médicos, físicos, enfermeiros, entre outros, que suportam e cuidam dos pacientes durante os procedimentos de diagnóstico e terapêutica [1].

As competências do técnico de medicina nuclear são definidas como ter a habilidade, conhecimento e autoridade para prestar com eficiência o trabalho requerido como profissional de saúde. Para a obtenção destas competências é necessária educação e treino de maneira a atingir os objetivos específicos ao desempenho da função [1].

Estas competências são essenciais para a prática de um técnico de medicina nuclear e servirão para assegurar não só uma prestação de cuidados de saúde com qualidade e eficiência, mas ao mesmo tempo em segurança conforme as regulamentações nacionais e internacionais [1].

As competências a serem adquiridas estão divididas em duas partes: competências teóricas e competências práticas/clínicas [1].

As competências teóricas, associadas a PET, envolvem saber os princípios de funcionamento e operação dos sistemas PET, as suas operações, os seus controlos de qualidade, as correções de atenuação realizadas em PET, a visualização das imagens PET, os artefactos comuns de aparecer neste tipo de exame e quais as causas desse aparecimento para a sua posterior correção [1], [6].

Devem também perceber sobre proteção e segurança radiológica, ou seja, entender os perigos que acarreta o uso da radiação e adotar medidas para proteger quer os pacientes quer os próprios profissionais de saúde e o público em geral, assim como compreender quais os radio-fármacos utilizados em PET e como são produzidos. Neste âmbito ficam a compreender o princípio de funcionamento de um ciclotrão e até mesmo um gerador de radionuclídeos, têm que ter um conhecimento geral de radio-farmácia e radioquímica utilizada em PET e mesmo os controlos de qualidade a serem realizados antes da manipulação e administração destes mesmos radio-fármacos [1], [6].

Em medicina nuclear como se utiliza muito o radio-fármaco FDG (Fluorodesoxiglicose), deve-se compreender melhor a sua biodistribuição, o porquê da sua utilização e quais os protocolos que mais requerem a sua utilização e porquê [1], [6].

Também estes profissionais de saúde devem saber quais são as principais áreas de intervenção da técnica PET, para além de terem que perceber como é realizada a programação e a seleção dos protocolos a realizarem uma vez que é uma parte fulcral para um ótimo diagnóstico [1], [6].

Estes profissionais também deverão compreender a legislação relativamente à área da medicina nuclear. Deverão entender quais as leis, as legislações e deveres a que estão sujeitos de modo a defender-se e obter o título profissional para o exercício da profissão [1], [6].

Passando da teoria para as competências práticas, a aplicar na prática clínica, o técnico de medicina nuclear deverá:

#### 1. Cuidados com o paciente

- Preparar o paciente para o exame
  - Medir a altura e peso do paciente;
  - Verificar o historial clínico;
- Medir os níveis de glicose do sangue e compreender as implicações de níveis elevados deste no sangue;
- Administrar sedativos e perceber as suas contraindicações;
- Preparar o ambiente de repouso para a fase do *uptake* e compreender a importância deste repouso;

#### 2. Preparação e administração intravenosa dos radio-fármacos

- Confirmar o controlo de qualidade do fármaco antes da administração;
- Identificar o paciente;
- Verificar se existe a possibilidade de estar grávida ou a amamentar;
- Avisar o paciente para evitar contatos com outros indivíduos após o exame;
- Utilizar técnicas assépticas;
- Preparar a atividade a administrar;
- Preparar um acesso intravenoso do paciente;
- Documentar os acontecimentos;
- Depósitos seguros para seringas, agulhas e outros materiais consumíveis;

### 3. Controlo de qualidade

Os procedimentos de controlo de qualidade (CQ) são estipulados pelo departamento da instituição de saúde, contudo tendo em conta normas nacionais e internacionais (DGS - Direção Geral da Saúde, IAEA - *International Atomic of Energy Agency*, ICRP - *International Commission on Radiological Protection*, etc). O controlo de qualidade tem diferentes periodicidades: diários, semanais, mensais, trimestrais e anuais. O técnico de medicina nuclear realiza maioritariamente os testes diários (*daily scan/blank scan*) e possivelmente alguns mensais, dependendo das instituições, e os restantes são executados maioritariamente pelo Físico Médico ou pela marca do equipamento. No entanto se o Físico Médico supervisionar e assegurar que o técnico está habilitado a exercer aquelas funções, o técnico de medicina nuclear passa a poder realizar os restantes testes de controlo de qualidade e na suspeita de alterações requerer a intervenção do Físico ou até mesmo as correções necessárias [7].

### 4. Operações com a consola e *gantry*

- Operar corretamente e com segurança o equipamento
  - Saber onde se encontram os botões de emergência;
  - Com segurança realizar os controlos de qualidade de acordo com os procedimentos do departamento;
  - Proceder a criação de cópias de arquivo se necessário;
- Usar as aplicações predispostas corretamente.

### 5. Processamento e reconstrução das imagens

- Saber identificar artefactos comuns nas imagens e proceder à sua correção;
- Ser capaz de reconstruir uma imagem seguindo as políticas do departamento
  - Reconstruções com correção de atenuação e sem correção de atenuação;
  - Utilização de algoritmos de reconstrução;

### 6. Proteção Radiológica

- Saber lidar com derrames e contaminações;

- Monitorizar as contaminações
- Lidar com fluidos corporais radioativos;
- Usar proteções para reduzir a dose;
- Administrar baixas atividades de radio-fármaco em pediatria;

[1], [6]

### 1.3 Protocolos em Medicina Nuclear

Os protocolos também fazem parte da educação de um técnico de medicina nuclear. Estes são parte importante na realização de um exame, pois é um processo repetitivo e reprodutível que está de acordo com normas estabelecidas, pela instituição de saúde e pelas regulamentações nacionais e internacionais, para a realização de uma tarefa [8].

Os protocolos são utilizados e escritos com o intuito de maximizar a proteção e respetivo procedimento radiológico. Alterações podem ser realizadas conforme as características e circunstâncias do paciente ou o pretendido no estudo. Contudo os protocolos têm as suas vantagens e desvantagens [8].

As vantagens da utilização de protocolos pré-estabelecidos são:

- Permite que todos os procedimentos sejam entendidos de um modo padrão;
- Leva à independência do utilizador, ou seja, qualquer utilizador pode produzir o mesmo ou semelhante resultado;
- Permite uma familiarização dos estudos mais rápida;
- Permite a todos os utilizadores executar procedimentos menos comuns com segurança;
- Apresenta uma consistência na apresentação dos dados;
- Proporciona menos alterações nas ações a serem realizadas durante os procedimentos;
- Permite a realização de auditorias.

[8]

No entanto estas vantagens, da utilização de protocolos pré-estabelecidos, têm consequências, os profissionais que operam este género de equipamentos executam

procedimentos muitas vezes sem grande conhecimento executam-nos, porque é “protocolo” [8].

O uso de protocolo permite que os utilizadores não tenham que pensar muito sobre os procedimentos a executar e possibilita a contratação de pessoal menos qualificado, tornando-se mais rentável para os departamentos [8].

Esta discrepância foi explicada anteriormente aquando da formação dos profissionais de medicina nuclear, refletindo-se depois nos conhecimentos adquiridos bem como na qualidade dos serviços prestados [8].

Em relação às desvantagens estas podem ser:

- Perda da mentalidade de trabalho, levando ao desinteresse;
- Desmotivação;
- Uma má interpretação pode levar a um mau uso do protocolo;
- Pessoal menos qualificado pode levar a falhas de prestação de cuidados de saúde com qualidade;
- Adaptações incorretas podem levar à origem de imagens degradadas.

*(Protocols have a tendency not only to minimise failures, but in the process also to eliminate genius...)*

*W van Hoorn, EANM Presentation, Sept 1999*

A construção dos protocolos continua, e continuará, a ser desenvolvida por um número de organizações por esse mundo fora, sendo as mais conhecidas a *British Nuclear Medicine Society* (BNMS), a *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (SNMMI) e a *European Association of Nuclear Medicine* (EANM) [8].

Os protocolos são escritos por três entidades distintas, os médicos, que sabem que estruturas e que distribuições querem ver e a que estágios. Os físicos, que devem saber do que são capazes os equipamentos realizarem. A terceira entidade são os técnicos de medicina nuclear, que percebem da parte prática dos equipamentos, na gestão eficiente do tempo do exame e dos problemas comuns que podem ocorrer [8].

## **1.4 Áreas de diagnóstico clínico de PET**

Estes profissionais de saúde de medicina nuclear trabalham em 3 importantes áreas de diagnóstico clínico:

- Oncologia;
- Cardiologia e cirurgia cardíaca;
- Neurologia e Psiquiatria.

[9]

Destas 3 a mais importante é a Oncologia, porque esta proporciona uma resposta funcional das células cancerígenas permitindo um planeamento de tratamento.

Segue-se uma explicação de cada área de diagnóstico referente à sua finalidade e importância.

### **1.4.1 Oncologia**

Com a realização de exames PET em oncologia é possível através desta obter um:

- Diagnóstico de malignidade

Distinguir se a patologia tumoral presente é benigna ou maligna, ou seja, se a patologia tem uma dimensão uniforme e contida ou então uma invasão tecidular das estruturas adjacentes e com dimensões irregulares. Também possibilita distinguir cicatrizes cerebrais, marcas tecidulares após cirurgia cerebral ou remoção tumoral de uma recorrência patológica;

- Grau de Malignidade

Classificar o tumor através da designada “biopsia metabólica”;

- Estágio da doença

Tem como finalidade observar a evolução/desenvolvimento patológico tumoral;



- Detecção de recorrência

Verificar se reapareceram processos metabólicos funcionais de células cancerígenas.

- Medir a resposta à terapêutica

Importante feedback para determinar como está a decorrer um tratamento;

- Identificar o local do tumor
- Identificar o tumor primário aquando da presença de tumores secundários

[9]

### **1.4.2 Cardiologia e Cirurgia Cardíaca**

Nesta área a importância da realização do exame PET é:

- No diagnóstico e avaliação da doença arterial coronária;
- Na avaliação da viabilidade do miocárdio isquémico. Isto é importante, porque os riscos e benefícios dos tratamentos médicos às doenças arteriais coronárias influenciam a presença de isquémia;
- Acompanhamento dos pacientes que foram considerados aptos para transplante cardíaco.

[9]

### **1.4.3 Neurologia e Psiquiatria**

Por último mas não menos importante a neurologia e psiquiatria. A realização de exames nesta área serve para a gestão de tumores cerebrais, de exames pré-cirúrgicos de pacientes com epilepsia resistente a terapias médicas e na identificação de tumores causando síndromes para-neoplásicos. A PET demonstrou ser uma técnica de diagnóstico altamente poderosa relativamente a todos os outros métodos de diagnóstico e terapêutico para diagnósticos precoces e diferenciais de demências [9].



## Capítulo 2 - Princípios Físicos em PET

Como uma modalidade imagiológica que utiliza materiais radioativos é necessário compreender os princípios físicos envolvidos, desde o decaimento radioativo, a interação da radiação com a matéria e emissão e aniquilação dos pósitrons.

### 2.1 Decaimento Radioativo

Os isótopos radioativos são átomos onde o seu núcleo é instável, encontrando-se num estado de elevada energia. O núcleo consiste numa densa nuvem de prótons e neutrões. Ao decair o núcleo muda a sua composição e propriedades para alcançar um estado de mais baixa energia e um núcleo mais estável [10].

O decaimento radioativo é caracterizado pelo tempo de meia vida. O tempo de meia vida é o tempo que a atividade demora a reduzir-se a metade. A atividade radiativa é o número de desintegrações que ocorrem por unidade de tempo [9].

A atividade é dada por

$$A_{(t)} = A_{(0)} \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (1)$$

onde  $A_{(0)}$  é a atividade inicial,  $A_{(t)}$  é a atividade presente num certo momento depois de um intervalo de tempo  $t$  e o  $\lambda$  é a constante de decaimento. A constante de decaimento é definida por

$$\lambda = \ln 2 / t_{1/2} \quad (2)$$

onde o  $\ln 2$  é um valor constante e  $t^{1/2}$  é o tempo de semivida de um isótopo [9], [10].

A atividade é medida em becquerel (1 Bq = 1 desintegração/s) no sistema internacional ou então no sistema tradicional Curie (1 Ci =  $3,7 \times 10^{10}$  desintegrações/s). O fator de escala utilizado na prática clínica é de 1 mCi = 37 MBq [10].

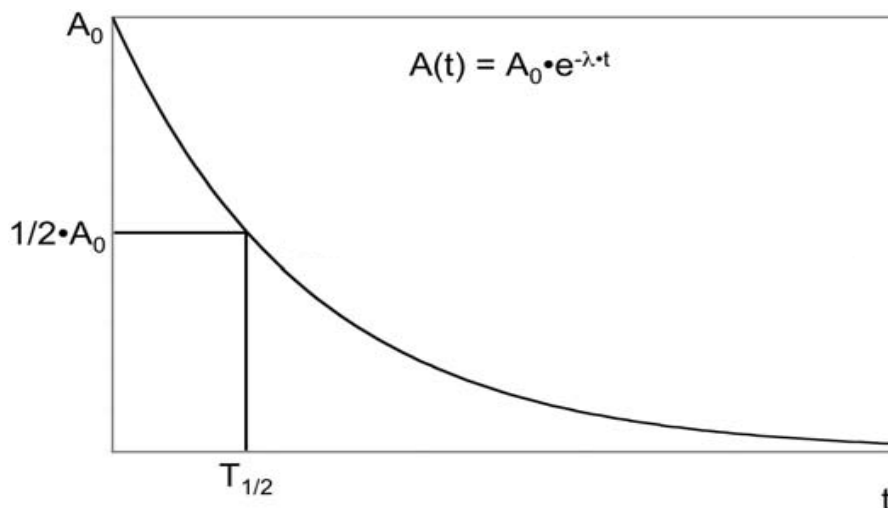


Figura 2 - Exponencial de Decaimento (adaptado de [11])

## 2.2 Emissão e aniquilação de positrões

Em decaimentos  $\beta^+$  (positrões) o núcleo transforma um dos seus prótons num neutrão emitindo um positrão. A distância percorrida por este na matéria vai depender da sua energia e das características do material/matéria ao seu redor, como a densidade e o número atômico. Para o FDG, radio-fármaco mais usado, estas distâncias podem ser inferiores a 1 mm. No fim do seu percurso, o positrão, sendo considerado como a antipartícula dos eletrões será aniquilado, ou seja, irá recombinar com um eletrão do átomo. No processo de aniquilação o eletrão e o positrão convertem a sua massa em energia produzindo um par de fótons com 511 keV que viajam em sentidos opostos. Neste processo há conservação do momento linear e da energia. São estes fótons que posteriormente serão detetados no sistema PET e que são usados para criar as imagens do corpo do paciente [10].

## 2.3 Interação da radiação com a matéria

Existem vários tipos de partículas radioativas, como as partículas  $\alpha$ ,  $\beta$ , etc. ou não partículas, como o caso das radiações eletromagnéticas (raios x, infravermelhos, raios  $\gamma$ , etc) mas ambas podem ser radiações ionizantes. O modo de interação destes dois tipos de radiações com a matéria é que é diferente [12].

### 2.3.1 Interação das partículas

As partículas carregadas, como as partículas  $\alpha$  e  $\beta$ , quando passam pela matéria perdem a sua energia pela interação com os elétrons dos átomos da matéria. Nesse processo os átomos são excitados passando a um estado de elevada energia. Neste processo de ionização as ligações químicas das moléculas da matéria podem ser quebradas formando uma variedade de entidades químicas [12].

As partículas leves (partículas  $\beta$ ) movem-se em zigzag na matéria, enquanto as partículas pesadas (partículas  $\alpha$ ) movem-se em linha reta. A distância percorrida pelas partículas carregadas dependerá da sua energia, massa e carga, bem como da densidade da matéria que as partículas atravessam. Essa distância aumenta com o aumento da energia e da carga, enquanto ela diminui com o aumento da massa da partícula e da densidade da matéria. A distância percorrida pelos positrões e outras propriedades de fontes emissoras de positrões são dadas na seguinte Tabela 1 [12].

Nuclídeo	E max. (MeV)	E mode (MeV)	$t_{1/2}$ (minutos)	Distância percorrida na água (mm)	
				Max.	Média
$^{11}\text{C}$	0.959	0.326	20.4	4.1	1.1
$^{13}\text{N}$	1.197	0.432	9.96	5.1	1.5
$^{15}\text{O}$	1.738	0.696	2.03	7.3	2.5
$^{18}\text{F}$	0.633	0.202	109.8	2.4	0.6
$^{68}\text{Ga}$	1.898	0.783	68.3	8.2	2.9
$^{82}\text{Rb}$	3.40	1.385	1.25	14.1	5.9

Tabela 1 - Propriedades dos radionuclídeos em PET (adaptado de [9])

### 2.3.2 Interação dos fótons

Num detetor PET, o objetivo é detetar os fótons produzidos pela aniquilação do pósitron com um eletrão do tecido. Contudo, antes de estes fótons serem detetados têm que atravessar o paciente, podendo alguns deles interagir com os tecidos. Existem 3 tipos de interações entre os fótons de aniquilação e o tecido que são a difusão de Rayleigh, o efeito fotoelétrico e a difusão de Compton [11].

Difusão de Rayleigh ou Difusão Coerente – acontece quando o fóton incidente é disperso por interação com um eletrão ligado ao átomo do meio que não é removido do mesmo. Uma vez que o fóton sofre uma mudança de direção, este sofre uma ligeira alteração do momento que é transferido para o átomo do meio. A esta transferência de momento é muitas vezes associada uma pequena transferência de energia. Assim podemos considerar que o fóton disperso tem a mesma energia que o de entrada. A difusão de Rayleigh é muito pouco frequente em energias de 511 keV [11].

Difusão de Compton ou Difusão Incoerente – o fóton de aniquilação interage com um eletrão de uma das camadas mais externas da nuvem eletrónica do átomo. O fóton perde parte da sua energia e dispersa numa nova direção. O ângulo entre o fóton de aniquilação e o fóton disperso é função da energia perdida na interação. Frequentemente o ângulo de dispersão nos tecidos é relativamente pequeno e a quantidade de energia perdida é uma pequena fração da sua energia total [11].

Efeito Fotoelétrico - O fóton de aniquilação interage com um eletrão da camada interna da nuvem eletrónica do átomo. Este é totalmente absorvido. Uma fração de energia quebra a ligação do eletrão e a restante é utilizada como energia cinética. Este vai perdendo a sua energia à medida que vai atravessando o tecido através da ionização das moléculas [11].

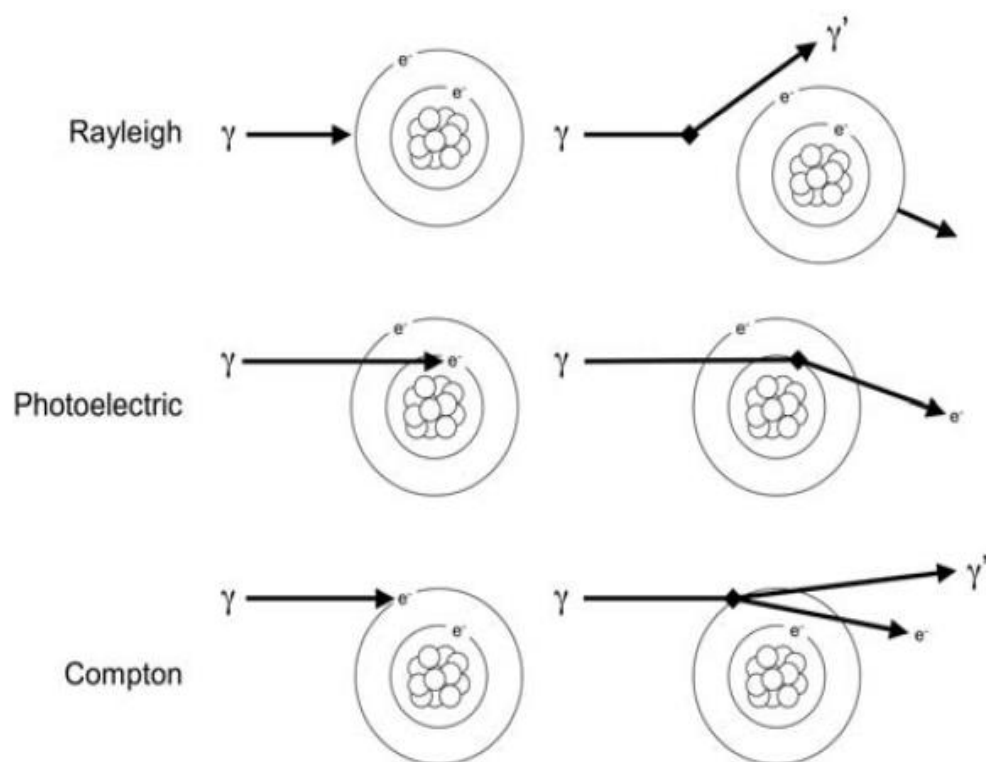


Figura 3 - Ilustração das interações da radiação com a matéria [11]





## **Capítulo 3 - PET (Positron Emission Tomography)**

### **3.1 O que é a PET**

A técnica de tomografia por emissão de positrões (PET), é uma tecnologia imagiológica médica não invasiva que permite obter imagens de elevada resolução espacial das funções fisiológicas humanas e animais a nível molecular. É usada numa variedade de aplicações clínicas, nomeadamente oncologia, neurologia e cardiologia, mas a principal aplicação clínica da PET é a oncologia, onde é usada para detetar e localizar tumores malignos. Esta pode ser usada não só para detetar patologias, mas também para delinear o planeamento e monitorizar a eficácia do tratamento [13].

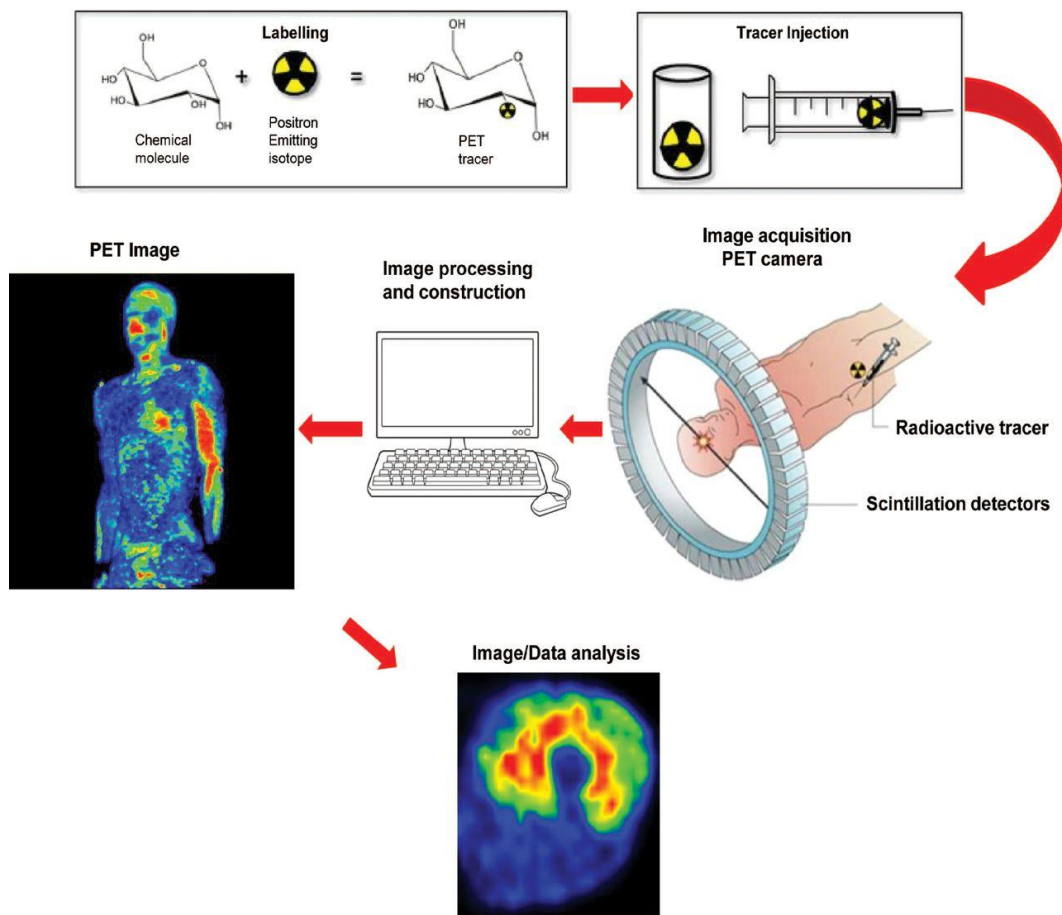
A técnica PET usa materiais radioativos, conhecidos como radio-fármacos, para obter imagens que mapeiam a atividade metabólica do corpo humano [14].

A técnica PET pode ser combinada com diferentes modalidades, TC (Tomografia Computorizada) e RMN (Ressonância Magnética Nuclear) para gerar correções de atenuação e produzir imagens 3D para avaliar os processos a nível molecular [3].

### **3.2 Princípio da PET**

A PET é uma técnica de imagem molecular que permite obter imagens que traduzem a distribuição do radio-fármaco no ser vivo. Após a administração de quantidades muito pequenas (pico ou nanomoles) de radio-fármaco no paciente, este é distribuído por entre e dentro dos órgãos. O positrão emitido do radio-fármaco combina-se com um eletrão depois de viajar uma pequena distância (da ordem do mm) no tecido. O positrão e o eletrão aniquilam-se dando origem a dois fotões, cada um com uma energia de 511 keV, emitidos em sentidos opostos, mas com uma mesma direção. A aquisição das imagens PET é baseada na deteção simultânea desses dois fotões.

Durante o exame milhões de coincidências são detetadas e gravadas, fornecendo informação sobre a distribuição do radio-fármaco. A Figura 4 demonstra o princípio da modalidade PET [2].



**Figura 4 - Princípio do PET [15]**

Infelizmente, nem todas as coincidências contribuem para o sinal. O ruído de fundo é adicionado ao sinal, devido aos fótons que são dispersos (Figura 5-*Scatter*) antes da detecção ou pela detecção de uma coincidência de dois fótons não correlacionados, designado como coincidência aleatória (Figura 5-*Random*). A Figura 5 ilustra as diferenças entre a coincidência verdadeira, aleatória, dispersa e múltipla [2].

A coincidência verdadeira corresponde à detecção simultânea de dois fótons gerados pela aniquilação de um positrão (Figura 5-*True*). Na coincidência de dispersão, como um ou dois fótons de aniquilação são dispersos devido à interação com a matéria antes da sua absorção nos detetores, resulta uma deslocação da detecção da coincidência, ou seja, será criada uma linha de resposta diferente da original e verdadeira distorcendo o sinal da imagem (Figura 5-*Scatter*) [2].

Quando dois fótons de dois emissores de positrões diferentes são detetados em simultâneo, o sistema PET registará essa detecção como uma coincidência verdadeira,

levando igualmente a uma distorção do sinal da imagem (Figura 5-*Random*). Por último a detecção de coincidências múltiplas ocorre quando três ou mais fótons são detetados na mesma janela temporal, no entanto essas detecções são normalmente eliminadas automaticamente pelo sistema (Figura 5-*Multiple*) [2].

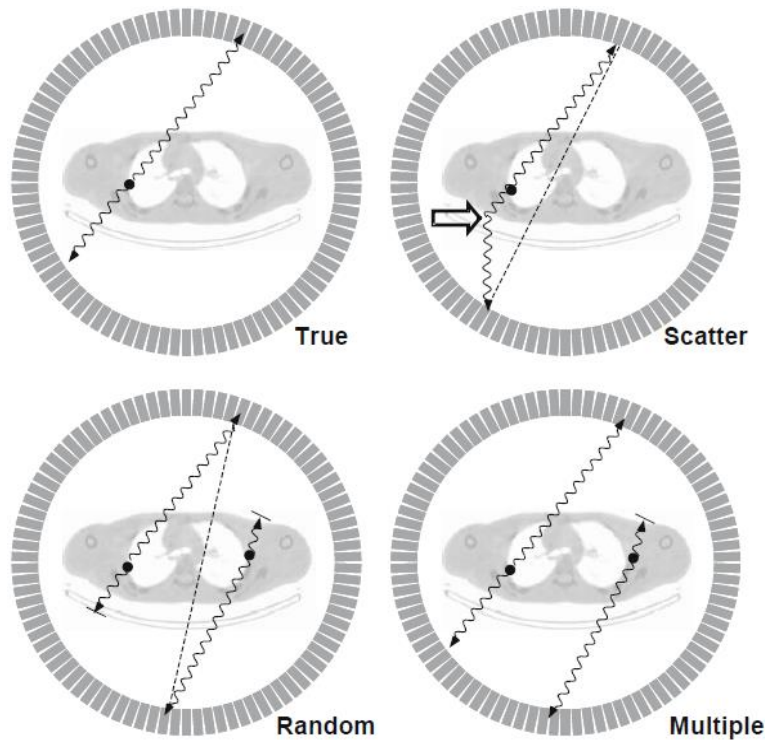


Figura 5 - Tipos de coincidências [9]

### 3.3 Limitações da PET

O correto funcionamento de um sistema PET pode ser afetado por vários fatores:

- Distância percorrida pelos positrões na matéria antes da aniquilação

Os positrões não são aniquilados imediatamente quando são emitidos. Eles percorrem uma pequena distância na matéria, que depende da sua energia cinética e da densidade da matéria. Os positrões emitidos têm uma distribuição contínua da energia cinética, variando entre zero a um valor máximo. Este alcance não tem valores fixos, mas podem ser

caraterizados pela FWHM (*Full Width Half Maximum*) da distribuição de alcances medidos na água (Tabela 1) [7].

- Dimensão dos cristais cintiladores

A dimensão limitada dos detetores/cristais cintiladores não permite o desenho de linhas de resposta (LOR - *Lines of Response*) entre dois detetores, mas sim de um pequeno volume [7].

- Não colinearidade dos fótons

Os fótons de aniquilação não são emitidos exatamente com a mesma direção, porque o positrônio (positrão + eletrão) tem alguma energia residual própria. Isto resulta num pequeno desvio na colinearidade dos fótons ( $\pm 0.25^\circ$ ) que degrada a resolução espacial do sistema de forma proporcional ao diâmetro do mesmo [7].

### **3.4 Sistema de detetores**

Para ocorrer esta deteção dos fótons são necessários detetores e esses detetores de radiação podem ser divididos em 3 categorias: contadores proporcionais, detetores semicondutores e os detetores cintiladores [9].

#### **3.4.1 Contadores Proporcionais**

O princípio de operação de um contador proporcional baseia-se na deteção da ionização produzida pela radiação que atravessa uma câmara de gás. Uma elevada corrente elétrica é aplicada dentro da câmara o que resulta numa aceleração dos eletrões produzidos. Consequentemente, esses eletrões carregados energeticamente começam a colidir com os átomos do gás resultando em ionizações secundárias, esses eletrões vão ser recolhidos e serão utilizados para a formação da imagem. Usualmente o gás usado é o Xénon, por ser um gás inerte e pesado permitindo uma maior eficiência de deteção. A maior desvantagem

de usar este tipo de detetores em PET é a baixa densidade do meio gasoso, o que leva a uma diminuição da eficiência de travagem dos fótons de 511 keV, bem como a uma pobre resolução energética [9].

### **3.4.2 Detetores semicondutores**

Outra classe de detetores de radiação são os semicondutores ou detetores de estado sólido. Nestes a radiação incidente causa uma excitação nos eletrões da banda de valência que os torna livres de migrar para a banda de condução. É aplicada uma diferença de potencial que resulta numa deslocação dessas cargas após a inicial deposição de energia dos fótons. Estes detetores têm uma excelente resolução de energia, mas por causa do seu processo de produção, a eficiência de travagem para os fótons de 511 keV é baixa não sendo compatível para com PET [9].

### **3.4.3 Detetores de cintilação**

A terceira categoria e a mais importante para PET são os detetores de cintilação. Estes consistem num cristal inorgânico que emite fótons depois da interação dos fótons no interior do detetor. Um fotodetector é usado para medir e detetar o número de fótons durante a interação. O número de fótons de cintilação é geralmente igual à energia depositada no cristal. Devido ao seu elevado número atómico e densidade, estes detetores fornecem uma maior eficácia de travagem para os fótons de 511 keV. A resolução de energia é melhor do que no caso dos contadores proporcionais, mas não tão boa como no caso dos detetores semicondutores, devido ao processo ineficiente de conversão da energia depositada pelos fótons. No entanto, para PET, onde se deseja um bom poder de travagem e resolução de energia, estes detetores são os melhores [9].

#### **3.4.3.1 Cristais cintiladores**

Os fótons de aniquilação não só são mais energéticos do que os tipicamente utilizados em SPECT (do inglês *Single-Photon Emission Computed Tomography*) e imagem planar, mas também precisam de ser detetados em coincidência. Isto coloca exigências específicas nos materiais a serem utilizados nos detetores PET. As

características de alguns materiais cintiladores usados em detetores PET são descritas na seguinte Figura 6 [7].

Crystal material	Light yield (photons/MeV)	Emitted light wave-length (nm)	Light emission decay time (ns)	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Effective atomic number	Refractive index	Energy resolution at 511 keV (%)
NaI(Tl)	38 000	415	230	3.7	51	1.85	10
BGO (Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub> )	9 000	480	300	7.1	75	2.15	20
LSO (Lu <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> )	26 000	420	40	7.4	66	1.82	15
LYSO (Lu <sub>1-y</sub> Y <sub>y</sub> ) <sub>2(1-x)</sub> SiO <sub>5</sub>	32 000	430	40	7.1	66	1.82	12
GSO (Gd <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> )	13 000	440	50	6.7	59	1.85	15
LaBr <sub>3</sub> (5% Ce)	60 000	370	25	5.3	47	1.9	10
LuAP <sup>a</sup> (0.4% Ce) (LuAlO <sub>3</sub> )	12 000	365	18	8.3	65	1.94	7

<sup>a</sup> LuAP: Lutetium aluminium perovskite.

**Figura 6 - Características de cristais cintiladores para PET [7]**

Embora muitos detetores sólidos de cintilação tenham sido investigados, apenas poucos possuem grande usabilidade na tecnologia PET e a escolha do detetor é baseada em algumas características importantes:

- O poder de travagem

O poder de travagem de um detetor determina a distância média que um fóton percorre até ser termalizado, isto é, depositar toda a sua energia no meio. Esta característica depende da densidade e do número atômico do material do detetor. Uma curta distância é favorável, porque vai proporcionar um maior número de interações e uma melhor eficiência de detecção [10], [12].

- O tempo de decaimento

O tempo de decaimento do cintilador surge quando o fóton interage com um átomo do material do detetor e este é excitado a um elevado nível de energia, que mais tarde decai para o seu estado normal emitindo luz visível. Este tempo é da ordem dos nano segundos e varia conforme o material do detetor. Quanto menor este tempo melhor a eficiência do detetor, pois proporcionará uma maior contagem de fótons [10], [12].

- A luz emitida

A luz emitida por fóton gama é o número de fótons de cintilação produzidos no cintilador por cada fóton gama incidente. Esta deve ser o mais elevada possível permitindo uma boa resolução espacial e energética [10].

- Resolução de energia

A resolução de energia relaciona-se com as pequenas flutuações na energia medida. Para além de outros fatores a resolução de energia depende essencialmente da luz emitida e da resolução de energia intrínseca do cristal [10].

### **3.5 Foto-detetores**

Conforme anteriormente dito é necessário usar um foto-detetor para detetar e medir os fótons que interagem com o detetor, sendo este dividido em duas categorias, os PMT (*Photo-Multiplier Tubes*) e os foto-díodos [9].

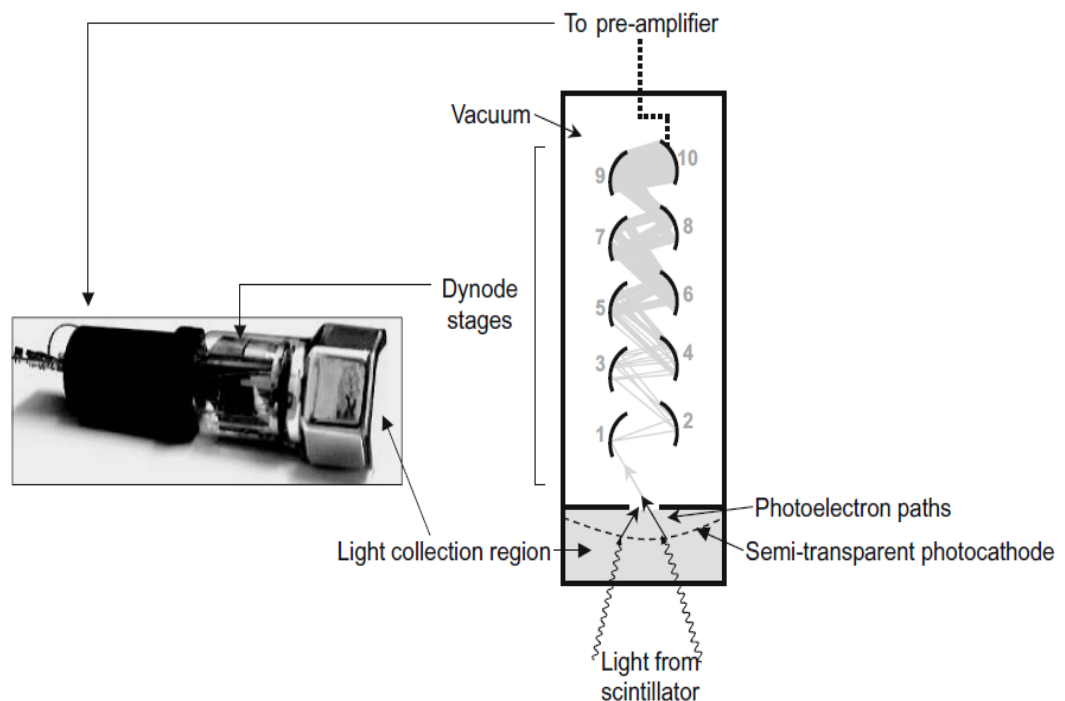
Os PMT representam a técnica mais antiga e mais viável para medir e detetar os fótons de baixa energia. Eles consistem em tubos com compartimentos em vácuo e finas camadas de foto-cátodos na entrada. Um fóton deposita a sua energia no foto-cátodo e liberta um fotoeletão. Este na presença de campos elétricos vai seguir um caminho de aceleração contra dínodos. No seu embate devido ao aumento de energia serão emitidos múltiplos eletrões secundários repetindo o processo até ao fim destas estruturas. Isto

permitirá aumentar os ganhos do sinal dos fótons de baixa energia e consequentemente proporcionar uma melhor SNR (do inglês, *Signal-to-noise ratio*) [9].

Os foto-díodos por outro lado são baseados em semicondutores que têm elevada sensibilidade em detetar fótons de baixa energia. No entanto a desvantagem deste foto-detector é uma baixa SNR devido à presença de fluxo de cargas térmicas e uma baixa amplificação de sinal [9].

Contudo, um novo foto-díodo foi desenvolvido, o APD (*Avalanche Photo Diode*), que proporciona uma amplificação interna do sinal melhorando a SNR, mas não supera os PMTs, porque os ganhos do APD (Tabela 2) são sensíveis a pequenas variações de temperatura bem como a alterações na tensão aplicada [9].

Hoje em dia os foto-detetores mais utilizados são os SiPM (*Silicon Photo-Multiplier*), dispositivos alternativos aos PMTs que permitem operações a baixas tensões, são insensíveis aos campos magnéticos, possuem robustez mecânica e uma excelente uniformidade de resposta, possibilitando a combinação e funcionamento da técnica PET com a Ressonância Magnética [16].



**Figura 7 – Diagrama esquemático de um PMT (foto-detector hexagonal) [9]**



	<b>PIN</b>	<b>APD</b>	<b>PMT</b>	<b>SiPM</b>
<b>Ganho</b>	1	$10^2$	$10^6$	$10^6$
<b>Variação de temperatura</b>	Baixo	Alto	Baixo	Baixo
<b>Robustez mecânica</b>	Alta	Médio	Baixa	Alta
<b>Sensível aos campos magnético</b>	Sim*	Sim*	Sim	Não
<b>Forma</b>	Compacto	Compacto	Volumoso	Compacto
<b>Ruido</b>	Baixo	Médio	Baixo	Alto
<b>Tensão da Operação</b>	Baixa	Alta	Alta	Baixa**

\*Devido a eletrônica externa associada perto dos detetores

\*\*Até 30V nos SPMs da SensL, seguindo a diretiva *extra low voltage*

**Tabela 2 - Características de fotodetetores (adaptado de [16])**

### 3.6 Configuração de sistemas de detecção

Os detetores PET usam um vasto número de pequenos cristais. Em vários aparelhos, os detetores são organizados em blocos, com matrizes de 8x8 cristais acoplados a 2x2 PMTs, e são necessários em média cerca de 12000 a 18000 cristais para construir um detetor de PET completo para cobrir um FOV (*Field of View*) longitudinal de 15-22 cm [7].

A geometria dos detetores dos aparelhos depende da escolha de cada fabricante, podendo esta ser circular completa (Figura 8A), hexagonal (Figura 8D), circular segmentada em 6 detetores (Figura 8C) e dois anéis parciais opostos (Figura 8B) com um desvio angular de 15° graus que aumenta o FOV axial durante a rotação do detetor [12].

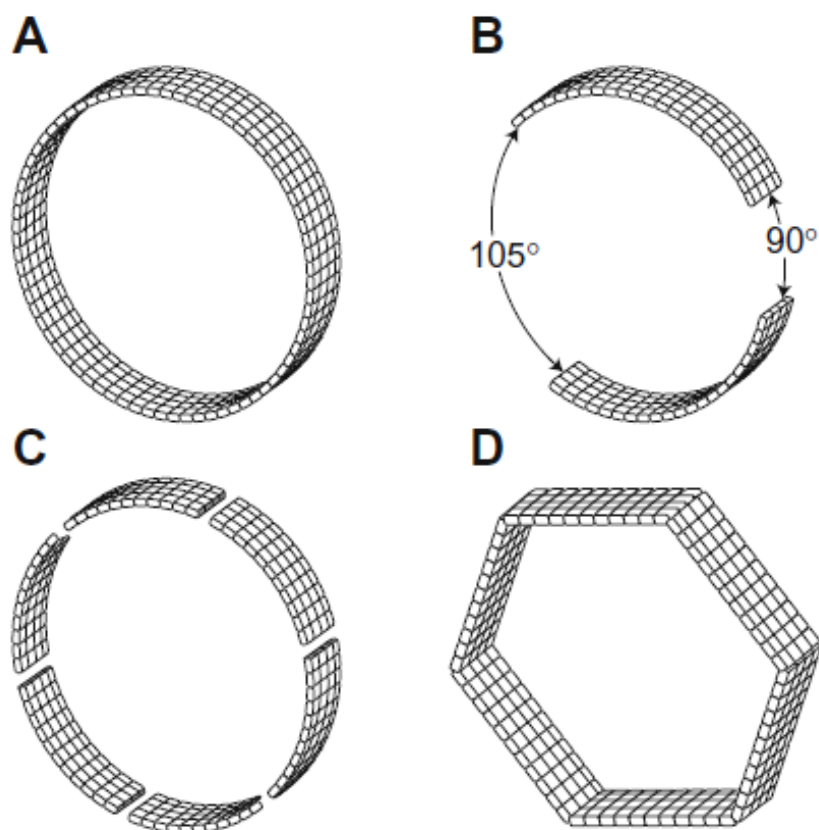


Figura 8 - Configuração de sistemas de detecção PET [12]

### 3.7 Aquisição 2D versus 3D

A PET é uma modalidade de imagiologia intrinsecamente 3D. Esta permite substituir os colimadores físicos necessários na aquisição de fótons gama por colimadores eletrônicos de detecção de coincidências. O primeiro equipamento PET incorporou o “*Septa*”, placas metálicas entre os detetores feitas de tungsténio ou chumbo, para prevenir o embate dos fótons que eram dispersos e não pertenciam ao plano pretendido. (Figura 9a) [17].

Em alguns equipamentos estes eram fixos ou retráteis, enquanto em outras nem eram aplicados, conforme as escolhas do fabricante. O uso de *Septa* reduz em 30 a 40% a fração dos fótons, que sem *Septa* é de 10 a 15% [12].

Estas restrições permitiram a utilização de algoritmos de reconstrução 2D para serem usados apenas em plano a plano. Contudo, ao restringir eventos de aniquilação em planos 2D, existe um uso ineficiente da radiação emitida. Com *septa (extended septa)*

apenas LORs com pequenos ângulos de incidências estão ativas, as restantes são interceptadas nunca atingindo o detetor (Figura 9b). Sem *Septa (retracted septa)* muitas mais LORs são ativadas e a sensibilidade do detetor aumenta num fator de 6 ou mais. (Figura 9c) [17].

No entanto, o 3D proporcionou um aumento da sensibilidade apesar da desvantagem de existir um maior número de fótons aleatórios e dispersos (Figura 9d), sendo compensado pelo NECR (do inglês, *Noise Equivalent Count Rate*), medida que melhora a SNR. Dados demonstraram que os benefícios do 3D na imagem cerebral são elevados. Todavia, esta situação não acontecia com a imagem do corpo, tornando-se mais problemática, por causa da dificuldade de proteger os detetores da atividade proveniente de fora da zona de interesse em estudo, mas um número de fatores melhorou significativamente a qualidade de imagem a ser obtida na imagem 3D do corpo. Esses fatores são avançados algoritmos de reconstrução, correções de dispersão mais assertivas e a introdução de novos cintiladores com tempos de decaimento muito mais rápidos [17].

Um método hoje em dia muito usado e que proporcionou uma melhor acuidade, contraste e melhor resolução nas imagens foi o TOF (do inglês, *Time of Flight*). É uma técnica baseada na medição das diferenças do tempo de chegada dos fótons e com isso proceder à correção/eliminação das coincidências aleatórias, juntamente com uma maior precisão do local de aniquilação dos positrões [12].

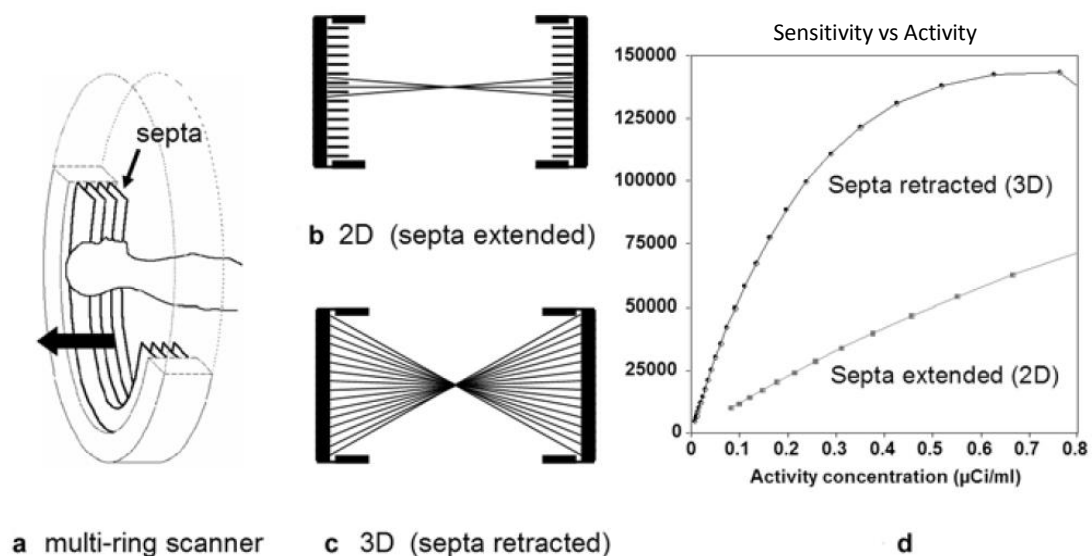


Figura 9 - Aquisição 2D versus 3D (adaptado de [17])

### 3.7.1 Métodos de Reconstrução

Os dados adquiridos em 2D ou 3D são armazenados em matrizes retangulares designadas de sinogramas, nas quais cada linha agrupa linhas de resposta paralelas entre si, e cada coluna agrupa LORs com a mesma distância radial. Existem vários algoritmos de reconstrução para a obtenção de imagens a partir dos sinogramas, podendo ser classificados em Métodos de Retroprojeção e Métodos Iterativos. Ainda, podem ser considerados Métodos de Reconstrução 3D [12].

#### 3.7.1.1 Métodos de retroprojeção

Nesta categoria existem dois métodos possíveis de aplicar.

- Retroprojeção Simples

O princípio da retroprojeção simples consiste em reconstruir as imagens somando cada amostra obtida a todos os pixéis que se encontram ao longo da LOR correspondente. Isto tem repercussões na qualidade da imagem, uma vez que a imagem obtida aparece esborratada, ou seja, com pouca definição [12].

- Retroprojeção Filtrada

Este método foi desenvolvido para substituir a retroprojeção simples uma vez que é mais eficaz na criação das imagens, pois corrige o efeito de esborratamento da imagem, dando definição à mesma [12].

Isto ocorre através da introdução de um filtro, habitualmente aplicado às linhas do sinograma antes da retroprojeção, com o objetivo de realçar as componentes de alta frequência para que a imagem obtida tenha o nível de detalhe adequado.

O filtro ideal a aplicar será um filtro em rampa no domínio das frequências, que realça as altas frequências mas que tem a característica indesejada de amplificar, ao mesmo tempo, o ruído. Os filtros efetivamente utilizados, procuram um compromisso entre o realce das altas frequências e o controlo do ruído, sendo, o produto do filtro em rampa por

uma janela de *cutoff* e por um filtro passa baixo (*Hann*, *Hamming*, *Parzen*, *Shepp-Logan*, etc.) que permite modular o realce das altas frequências [12].

Outras classes de filtros, como o *Weiner* e *Metz*, permitem obter a resposta do sistema a uma determinada banda de frequências [12].

A seleção de um valor da frequência de *cutoff* é também muito importante, porque dirá ao sistema para eliminar o ruído acima daquela frequência, mantendo a qualidade da imagem. Aplicando um valor de *cutoff* pequeno irá aumentar a suavização das imagens, mas ao mesmo tempo degradará a resolução espacial. Este valor pode variar e dependerá sempre das especificidades do equipamento. Nenhum filtro é perfeito [12],

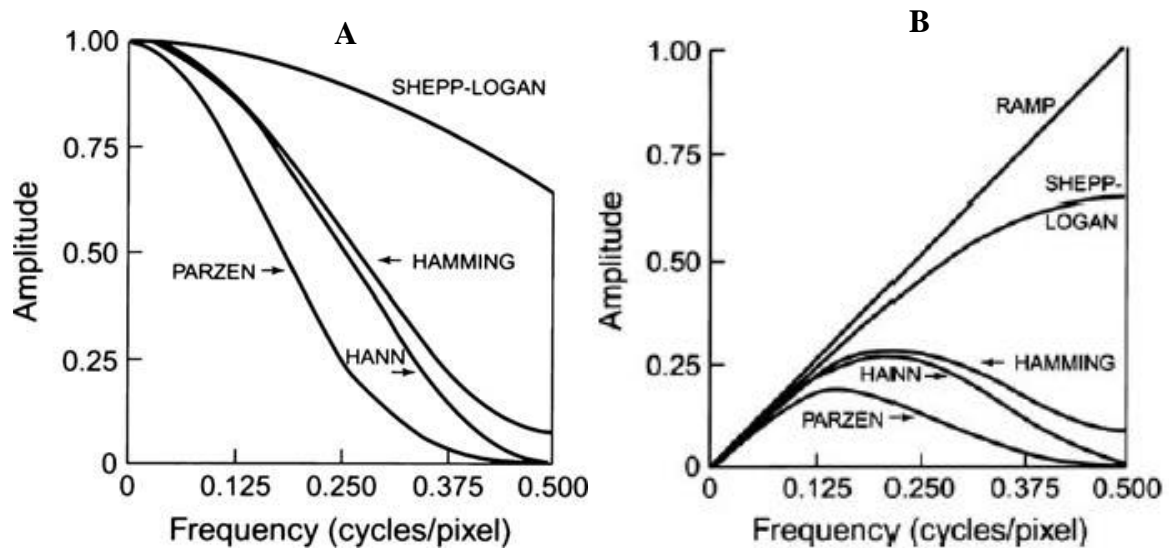


Figura 10 - A- Diferentes filtros passo-baixo; B- Obtenção de diferentes filtros através da multiplicação do filtro em rampa com *cutoff* a uma frequência de 0.5 ciclos/pixel [12]

### 3.7.1.2 Métodos Iterativos

Nos métodos iterativos de reconstrução da imagem, inicia-se por uma estimativa inicial da imagem que se pretende reconstruir numa matriz de tamanho idêntico ao da matriz de aquisição. Utilizando a geometria do sistema e, eventualmente, na informação acerca da atenuação do corpo, calculam-se as projeções da matriz imagem estimada e comparam-se com as projeções medidas. Se existir uma diferença entre as duas esta é utilizada para corrigir as projeções estimadas. Todas as projeções corrigidas são depois retroprojetadas para obter uma nova imagem atualizada para a próxima iteração. As iterações continuam até que exista uma convergência entre os dois conjuntos de projeções [12].

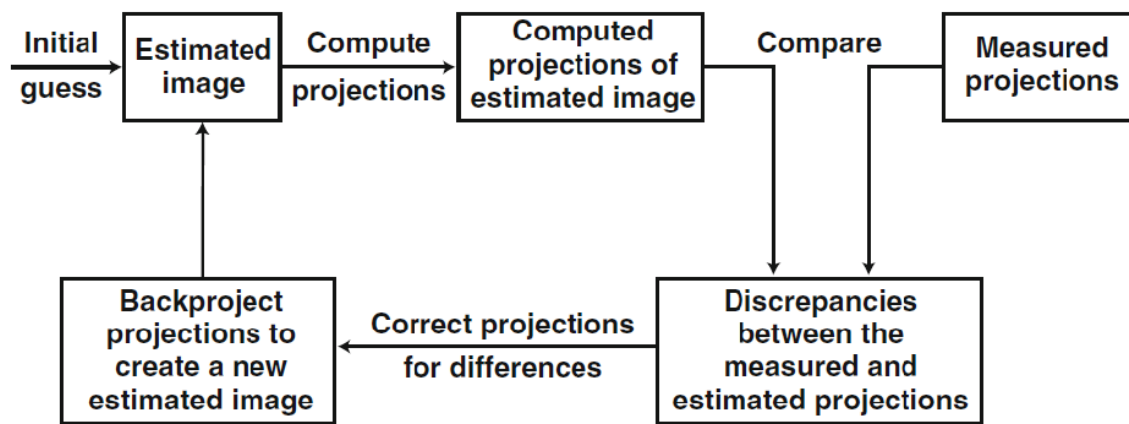


Figura 11 - Método de reconstrução iterativo [12]

Os algoritmos iterativos mais usuais e utilizados em PET são o *Maximum-Likelihood Expectation Maximization* (MLEM) e o *Ordered-Subset Expectation Maximization* (OSEM) [12].

A principal característica do algoritmo MLEM é que realiza a atualização da imagem em cada iteração que realiza, o que proporcionará muitas iterações para atingir a convergência entre a imagem estimada e a imagem medida. Com muitas iterações, o ruído inerente (devido a baixa contagem no número de fótons no sistema) causa variações na imagem devendo ser aplicada uma suavização para reduzir esse efeito. A desvantagem deste método é requerer elevada capacidade computacional.

Para contornar este problema foi introduzido o algoritmo OSEM, que é uma modificação do método MLEM. As projeções angulares são reagrupadas em subconjuntos e as iterações são realizadas não em cada projeção, mas em subconjuntos de projeções, ou seja, se existirem 32 projeções adquiridas e estas estiverem repartidas em 8 subconjuntos (com 4 projeções cada), só serão realizadas 8 iterações em vez de 32. A principal característica e vantagem da utilização do OSEM é a aceleração do processo computacional, contudo tem uma desvantagem que consiste no aumento do erro nas imagens com o aumento dos subconjuntos, daí ter que se escolher um valor aceitável neste parâmetro [12].

Este método de reconstrução foi modificado para poder ser utilizado também na aquisição 3D.

Existe ainda o *Row-Action Maximum-Likelihood Algorithm* (RAMLA) criado para casos especiais de rápida convergência para sequências de projeções ortogonais, superando o OSEM nesse aspeto [12].

### **3.7.1.3 Reconstruções 3D**

A reconstrução das imagens a partir de dados 3D é mais complexa, devido aos grandes volumes de dados adquiridos. Na aquisição 3D existe uma maior atividade no centro do detetor do que na periferia, causando variações espaciais que complicam a reconstrução das imagens [12].

A retroprojeção filtrada pode ser aplicada na reconstrução de imagem 3D, porque os dados 3D do sinograma são considerados como um conjunto de projeções paralelas 2D. Contudo, a complexidade, grandes volumes e amostragens incompletas de dados, devido ao plano axial limitado de 2D, limitam o uso deste método.

Um método comum de reconstrução 3D envolve a conversão dos dados adquiridos 3D para aquisições equivalentes 2D, sendo designado por *Single-Slice Rebinning* (SSRB). Este método trabalha bem ao longo do centro do detetor, mas agrava-se com o aumento da distância radial. Por outro lado a vista ao longo do eixo vertical e horizontal torna-se esborratada/distorcida [12].

Outro método é o *Fourier Rebinning* (FORE), que consiste em aplicar o método de filtragem 2D a cada sinograma no domínio das frequências. Este método é mais eficiente

que o método SSRB, porque tem uma maior acuidade de estimativa na localização axial da fonte. Após a conversão dos dados 3D para 2D o método iterativo ou retroprojeção filtrada pode ser aplicado. Este método amplifica ligeiramente o ruído estatístico quando comparado com o SSRB, no entanto diminui significativamente a distorção.

Hoje em dia ainda se encontram presentes estes tipos de algoritmos de reconstrução, como o FORE, OSEM, MLEM, etc., porque foram a base para o desenvolvimento de outros algoritmos de reconstrução [12].

Com o avançar da tecnologia e aperfeiçoamentos a serem realizados constantemente, começam cada vez mais a surgir novos métodos de reconstrução, envolvendo muita complexidade nas suas reconstruções. Vou dar o exemplo de três algoritmos desenvolvidos pela marca GE. De salientar que são todos para aquisição 3D e muitos deles já associam fatores de filtragem, sendo desnecessária a sua seleção e bastando apenas selecionar o algoritmo a ser utilizado, sendo os seguintes:

VUE Point FX [18]	VUE Point HD [19]	SharpIR [20]
Melhora a qualidade da imagem através da redução do ruído;	Reconstrói as imagens rápido;	Perspicácia na detecção do local de travagem melhorando a acuidade;
Aumenta a exatidão da detecção, o contraste e a de linearização da atividade;	Maximiza as contagens;	Melhora o contraste e a resolução;
Captura imagens com uma reconstrução sofisticada.	Melhora a SNR e o contraste;	Pode ser aplicado aos outros dois algoritmos (VUE Point FX e VUE Point HD)
Calcula a distribuição das coincidências dispersas.		

**Tabela 3 - Propriedades de diferentes algoritmos da GE**



## Capítulo 4 - Sistema easyPET

### 4.1 O que é

O sistema *easyPET* é um equipamento inovador, patenteado e desenvolvido pela Universidade de Aveiro (WO2016147130 A1), pelo Grupo de Detecção de Radiação e Imagiologia Médica do I3N do Departamento de Física, em parceria com a *spin-off* RI-TE, que tem um método de aquisição e princípio de funcionamento próprio. Estas funcionalidades foram exploradas com o intuito de se conseguir construir um sistema PET de pequenas dimensões, com alta performance e a um preço muito mais acessível. Assim o conceito pode ser aproveitado para promover o conhecimento da tecnologia PET dentro da comunidade estudantil (Universidades, Escolas de Saúde, etc.) da área de medicina nuclear englobando a mesma tecnologia convencional de um sistema PET hospitalar, permitindo melhorar a sua qualidade de oferta formativa [21], [22].

Não existe nenhum tipo de equipamento micro PET dedicado a esta formação, pelo que a tecnologia *easyPET* permitirá abrir um novo mercado totalmente inexplorado.

### 4.2 Vantagens

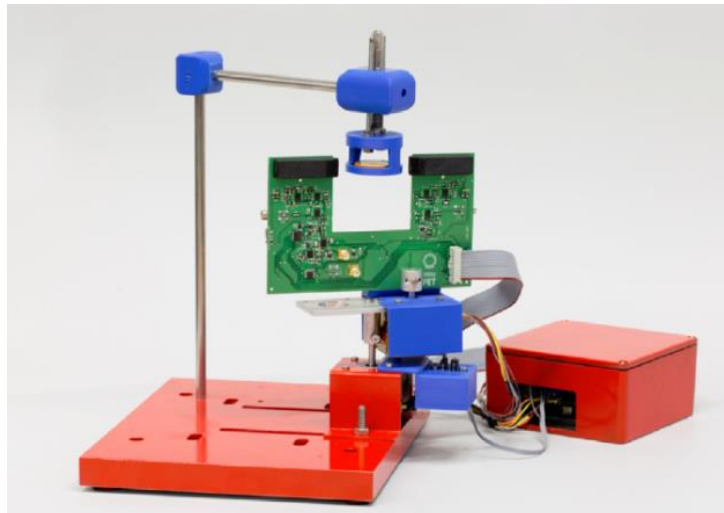
O sistema *easyPET* é um equipamento pensado para o treino dos profissionais de saúde de medicina nuclear na simulação das suas atividades básicas, mas devido a sua condição inovadora poderá também trabalhar no desenvolvimento de novos produtos radio-fármacos e até mesmo em investigações, através da aquisição de imagens funcionais de animais de pequenas dimensões (ratinhos). Este terá como principal vantagem ser acessível devido ao seu baixo custo, possuir uma interface simples, ser um equipamento portátil e poderoso, no sentido da eliminação do erro de paralaxe [21], [22].

Uma das limitações técnicas, não só deste sistema mas de todos, está relacionada com a degradação da resolução espacial devido à penetração oblíqua dos fótons nos cristais cintiladores que resulta num erro de incerteza no posicionamento das LORs, sendo esta incerteza tanto maior quanto mais afastada do centro do FOV estiver a fonte de positrões. Para minimizar esse erro e melhorar a resolução espacial e a sua uniformidade em todo o campo de visão foram desenvolvidos vários métodos. O *easyPET*, pelo facto de manter os

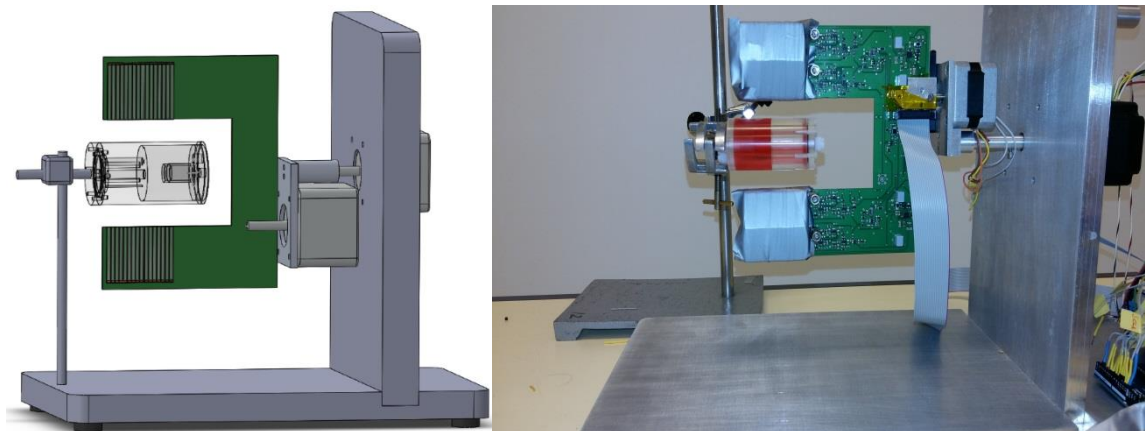
cristais sempre alinhados, permite reduzir o efeito da DOI ou eliminá-lo completamente, sem necessidade de método que aumente a complexidade e custo do sistema [21], [22].

### 4.3 Características do equipamento

O sistema easyPET inicialmente era baseado num par de detetores colineares (Figura 12), mas para permitir aquisições 3D substituiu-se esses detetores colineares por um par de multidetetores com 16 células cada (32 no total) possuindo um mecanismo de rotação, com dois graus de liberdade, de forma a reproduzir as funcionalidades de um anel de detetores PET (Figura 13) [21], [22].



**Figura 12 - Protótipo easyPET inicial [21]**



**Figura 13 - Imagem ilustrativa easyPET 3D (Lado Esquerdo); Protótipo easyPET 3D (lado direito)**

Os detetores estão alinhados e colocados a uma distância de 6 cm e conseguem uma cobertura de FOV de 50 mm de diâmetro. Cada unidade de detecção é composta por cristais de cintilação LYSO acoplados a foto-detetores de silício, os SiPM [21], [22].

A escolha dos cristais LYSO deve-se à sua grande capacidade de conversão de fótons, a sua elevada densidade e o seu rápido decaimento, como observado na Figura 6. Também a escolha dos SiPM se deve ao seu ganho de  $10^6$ , possuir uma alta eficiência no poder de detecção e ser barato, compacto e insensível aos campos magnéticos (Tabela 2).

O cristal LYSO também foi revestido por uma pequena camada de  $\text{BaSO}_4$  e envolvido numa folha de alumínio para otimizar a recolha dos fótons. Toda a unidade de detecção estará resguardada numa caixa escura para prevenir o contato direto da luz nos foto-detetores [21], [22].

Este equipamento apresenta uma resolução espacial de  $1,0 \pm 0,1 \text{ mm}$  e uma sensibilidade, que dependendo da geometria e da eficiência de detecção de coincidências, de 0,025% para um *threshold* de baixa energia (80 keV). Os sistemas PET pré-clínicos, segundo o estado da arte, possuem uma resolução de 1,0-3 mm e uma sensibilidade de 0,5-10% (medidas segundo a norma NEMA NU 4-2008) que não fica além deste equipamento, mas no preço ficam no mais além [21], [22],[23].

Características do <u>easyPET</u>		
Cristal	LYSO [7]	High light yield $\approx 32.000$ fótons/MeV
		Alta densidade = 7,1 g/cm <sup>3</sup>
		Rápido tempo de decaimento = 40 ns
		Comprimento de onda de luz emitida $\approx 430$ nm
Foto-detetor	SiPM [22]	Ganho = 10 <sup>6</sup>
		PDE ( <i>Photon Detection Efficiency</i> ) = 50%
		DCR ( <i>Dark Count Rate</i> ) = 100 kHz
		Pico de resposta a 420 nm, correspondendo ao comprimento de onda de emissão do LYSO
		Insensível aos campos magnéticos [16]
		Compacto e barato
Resolução		1,0±0,1mm [22]
Sensibilidade		0,025% para <i>tresholds</i> de baixa energia (80 keV)[22]

Tabela 4 – Caraterísticas do sistema easyPET

## 4.4 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento deste equipamento assenta num mecanismo de rotação com dois graus de liberdade. Os detetores são montados numa estrutura móvel com uma distância uniforme ao centro do sistema permitindo um movimento especial, o primeiro eixo de rotação permite o deslocamento dos detetores em torno do centro do sistema, enquanto o segundo eixo de rotação cria um varrimento que define o *Field of View* para a aquisição das diferentes LOR`s terminando a aquisição após uma volta completa do primeiro eixo, ou seja, 360° ou mesmo 180° pela correlação simétrica das zonas de deteção conseguindo assim uma maior aproximação da localização da fonte de emissão. A presença de uma fonte de positrões localizada no centro do sistema irá assim induzir a deteção dos fótons em cada posição de deslocamento dos detetores simulando a aquisição das imagens PET numa vertente *training* [21], [22].

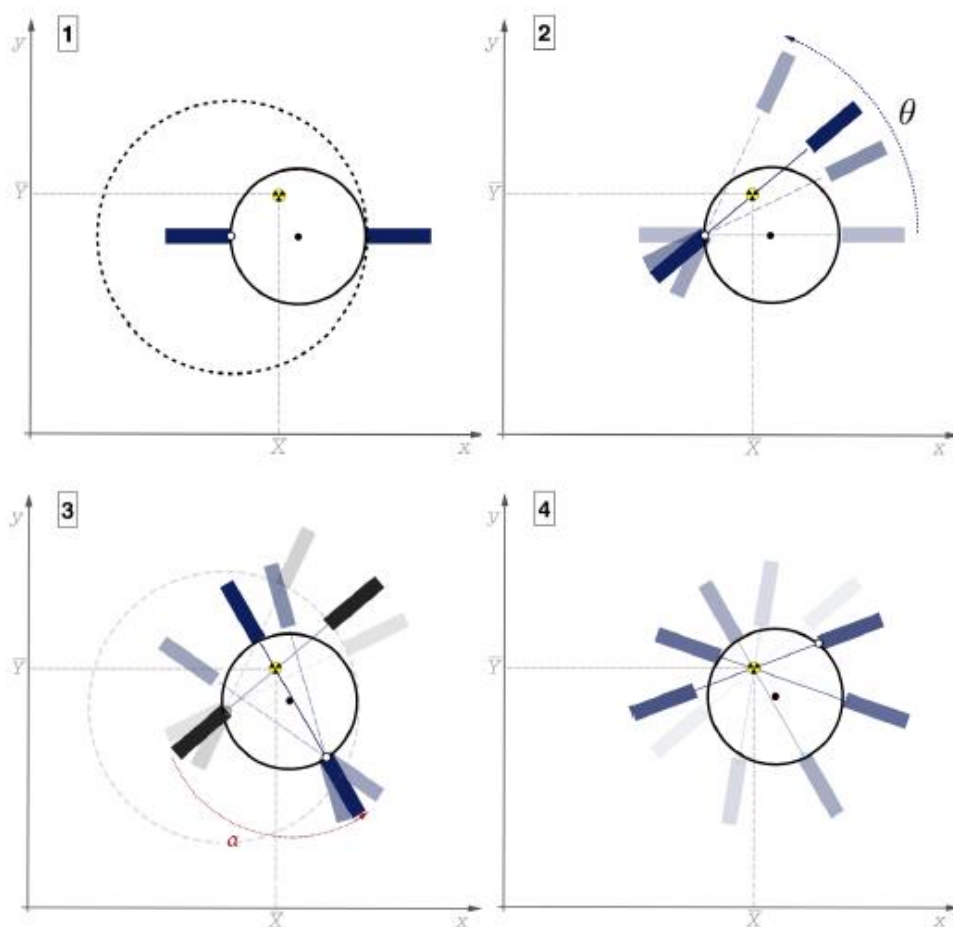


Figura 14 - Princípio de funcionamento do sistema easyPET [22]

## Capítulo 5 - Levantamento das necessidades de software PET clínico

Parte importante do desenvolvimento deste projeto, envolve o design e criação de um software de simulação o mais fiel possível à realidade utilizada na prática clínica.

Para esta parte recorreu-se ao contacto e a visitas a instituições hospitalares, como o caso da “*Lenitudes Medical Center and Reserch*” e do “Hospital Lusíadas Porto” com o intuito de observar de perto e interagir com os seus profissionais de saúde de medicina nuclear, para tentar perceber quais os requisitos necessários a serem implementados no software de simulação.

### 5.1 Software

#### 5.1.1 Registo

Antes do início de qualquer exame, este requer o registo do individuo a realizar o procedimento. Este numa atividade clínica diária pode ocorrer de duas maneiras, um método automatizado e outro através do preenchimento manual de parâmetros.

O meio automático consiste numa rede existente num ambiente hospitalar, que é o HIS (do inglês, *Hospital Information Systems*), que efetua o registo hospitalar do individuo e através da sua interligação com o RIS (do inglês, *Radiology Information System*) permite a partilha da informação pessoal do individuo. Esta interligação permite a partilha de informação para o agendamento e a criação das *worklists* de exames a executar em cada modalidade. No entanto, se por alguma razão não existir esta ligação o equipamento terá que permitir efetuar o registo do individuo, recorrendo à introdução manual dos dados. Este registo deverá ter campos como:

- Nome;
- Idade e data de nascimento;
- Sexo;
- Peso e altura;
- Referências médicas
  - Médico que solicitou o exame;
  - Médico radiologista/radioncologista;

- Técnico de Medicina Nuclear que o executou;
- Número de identificação do Indivíduo;
- Número de exame (este de atribuição automática pelo computador);
- Historial clínico (espaço destinado a informação complementar).

Nesta fase também já será delineado o protocolo em questão a utilizar, esta seleção proporcionará uma pré-seleção de parâmetros para aquisição de imagem.

### 5.1.2 Aquisição

A IAEA, do inglês *International Atomic of Energy Agency*, estipulou alguns critérios para a aquisição e reconstrução das imagens, sendo eles apresentados na seguinte tabela, referentes ao protocolo Cerebral, Cabeça e Pescoço e Corpo Inteiro (protocolos usuais). De salientar também que eles referem que esses parâmetros são muito variáveis, porque vai depender do género de equipamento utilizado, as suas características e conforme as especificidades de cada fabricante.

	Cerebral	Cabeça e Pescoço	Corpo Inteiro
Método de reconstrução	Iterativo (Crânio/Caudal)	Iterativo (Crânio/Caudal)	Iterativo (Crânio/Caudal)
Interações	6	4	2
Subsets	16	16	16
Matriz	256	256	128/168
Filtro	Gaussiana	Gaussiana	Gaussiana
FWHM	4.0	4.0	4.0
Zoom	2	1	1
Normalização	Sim	Sim	Sim
Correção de dispersão	Sim	Sim	Sim
Minutos por “bed”/aquisições	2	2	4

Tabela 5 - Parâmetros de aquisição e reconstrução estipulados pela IAEA (adaptado de [24])

Assim passando para a prática clínica os parâmetros observados nos softwares são:

✓ Tipo de Aquisição

Neste ponto o equipamento deverá permitir a escolha entre o tipo de aquisição a ser realizada, que pode ser de 3 tipos. A aquisição estática que consiste numa aquisição corte a corte até ao terminar das *ranges*. A aquisição sincronizada (*Gated*) que é uma aquisição que sincroniza a aquisição com os respetivos movimentos respiratórios ou cardíacos e por último a aquisição dinâmica que é uma aquisição a ser realizada e observada em tempo real.

Select the desired PET Scan Type.			
VPFX Mode	On	Off	
VIP Mode	Off	Record	Replay
Scan Type	Static	Gated	Dynamic
Gating Mode	Cardiac	Respiratory	
Cardiac State	Stress	Rest	Off
<div>OK Cancel</div>			

Figura 15 - Escolha do tipo de aquisição

✓ Início e fim da região de interesse (*start e end location*)

Descreve o início e fim de uma região de interesse para posterior aplicação das *ranges* de aquisição, também designadas por “*Beds*”. Esta é concebida com base na marcação de pontos de referência ao deitar o paciente na mesa/maca/tampo, dizendo assim ao equipamento onde começa e acaba a região de interesse para o estudo.

Start Location	End Location
1856.740	50.000

**Figura 16 - Delimitação da zona de interesse do estudo**

✓ Direção da aquisição

Informar o sistema qual a direção da aquisição, se crânio-caudal ou caudocranial, e ao mesmo tempo informa o médico que avaliar o exame como foi realizada a aquisição.



**Figura 17 - Direção da aquisição**

✓ Definição do número de aquisições/“Beds”

As *ranges* de aquisição ou as designadas “*Beds*”, são intervalos aplicados na região de interesse posteriormente adquiridos ao longo do tempo, devido ao FOV do detetor não permitir a possibilidade de cobrir a área desejada numa só aquisição. O número a indicar neste passo dirá ao sistema o número de *ranges* de aquisição a serem realizadas e aplicadas na imagem de referência, o topo-grama, imagem radiográfica obtida da utilização da CT com o PET.



**Figura 18 - Número de aquisições**



✓ *Overlap* ou Sobreposição das *ranges* de aquisição

Esta sobreposição permitirá que não haja perda de informação no limiar de cada *range* devido a um possível mau posicionamento das mesmas. Assim podemos informar o sistema quantos cortes ou quanta será a percentagem de *Overlap* a ser efetuada.

Observado na prática o valor mais usual é o de número de cortes a serem sobrepostos.

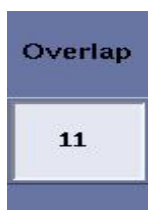


Figura 19 - Definição da sobreposição/*Overlap*

✓ Tempo de aquisição

Neste parâmetro o utilizador dirá ao sistema qual o tempo de duração de cada aquisição a ser realizado. Este tempo poderá ser igual para todas as *ranges*, existência de uma variável "*All Beds*", ou então uma variável "*Variable*" possibilitando a escolha de diferentes tempos para cada *range* de aquisição/"*Bed*".

 A screenshot of a software dialog box titled "Enter the Desired Scan Time per Bed Position". The dialog box has a light blue background. At the top, there are two buttons: "All Beds" (highlighted in yellow) and "Variable". Below these buttons, there are two time input fields: "Time per Bed" (showing 00:02:00) and "Total Scan Time" (showing 00:20:00). To the right of these fields are two arrow buttons labeled "Prior" and "Next". On the left side of the dialog box, there is a vertical sidebar with a button labeled "Scan Time" and a display showing "00:10:30". The main area of the dialog box contains a table with three columns: "Bed", "Scan Time", and "Scan Range". The table lists 8 beds with their respective scan times and ranges. At the bottom of the dialog box, there are two buttons: "OK" and "Cancel".
 

Bed	Scan Time	Scan Range
1	00 : 02 : 00	11074.40 - 1923.98
2	00 : 02 : 00	1956.68 - 1806.26
3	00 : 02 : 00	1838.96 - 1688.54
4	00 : 02 : 00	1721.24 - 1570.82
5	00 : 02 : 00	1603.52 - 1453.10
6	00 : 02 : 00	1485.80 - 1335.38
7	00 : 02 : 00	1368.08 - 1217.66
8	00 : 02 : 00	1250.36 - 199.94

Figura 20 - Janela de atribuição dos tempos de aquisição

### 5.1.3 Reconstrução e informação radio-farmacológica

No seguimento da escolha dos parâmetros de aquisição, advêm os da reconstrução em que engloba a seleção de métodos de reconstrução e informação radio-farmacológica tendo os seguintes passos:

- ✓ Informação do radio-fármaco PET

Local destinado à inserção de informação referente ao isótopo utilizado, o seu marcador e a sua atividade englobando volumes, atividades (antes e pós-injeção), medida utilizada, etc.

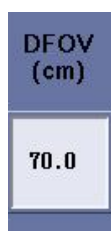
The figure displays two screenshots of a PET software interface. The top screenshot shows a dialog box titled "Select the desired Radionuclide and Tracer." It contains two lists: a list of radionuclides (18F, 13N, 11C, 15O, 82Rb, 68Ga, 68Ge, 75Br) and a list of tracers (FDG – fluorodeoxyglucose, FDOPA – fluoroDOPA, F – Fluorine, FluoroSiperone, L-2-Fluorotyrosine, Misonidazole). Below the lists are "Prior" and "Next" buttons for each list, and "OK" and "Cancel" buttons at the bottom. The bottom screenshot shows a "PET Tracer Information" form. It includes a "Batch Description" field, a "Tracer Volume (mL)" field, and two assay sections: "Pre-Injection Assay" and "Post-Injection Assay". Each assay section has fields for "Tracer Activity" (0.0000 mCi), "Date", and "Time". There is also an "Injection Time" section with "Date" and "Time" fields. At the bottom are "OK" and "Cancel" buttons.

Figura 21 – Informação da dose e radio-fármaco

Esta informação é importante e fulcral para o equipamento realizar os cálculos assertivos dos SUVs (do inglês, *Standardized Uptake Value*), que permitirá uma análise quantitativa das estruturas de interesse em estudo e proporcionar um melhor diagnóstico. Caso o médico tenha dúvidas nos valores obtidos pelo sistema, poderá sempre realizar os cálculos manualmente com base nos valores inseridos.

✓ Campo de visualização do equipamento (DFV – *Displayed field of view*)

Este parâmetro normalmente já se encontra previamente preenchido, uma vez que dependerá sempre do fabricante referente ao tamanho da janela de entrada do paciente no equipamento sendo em média um campo de visão a rondar os 70 cm em equipamentos clínicos.

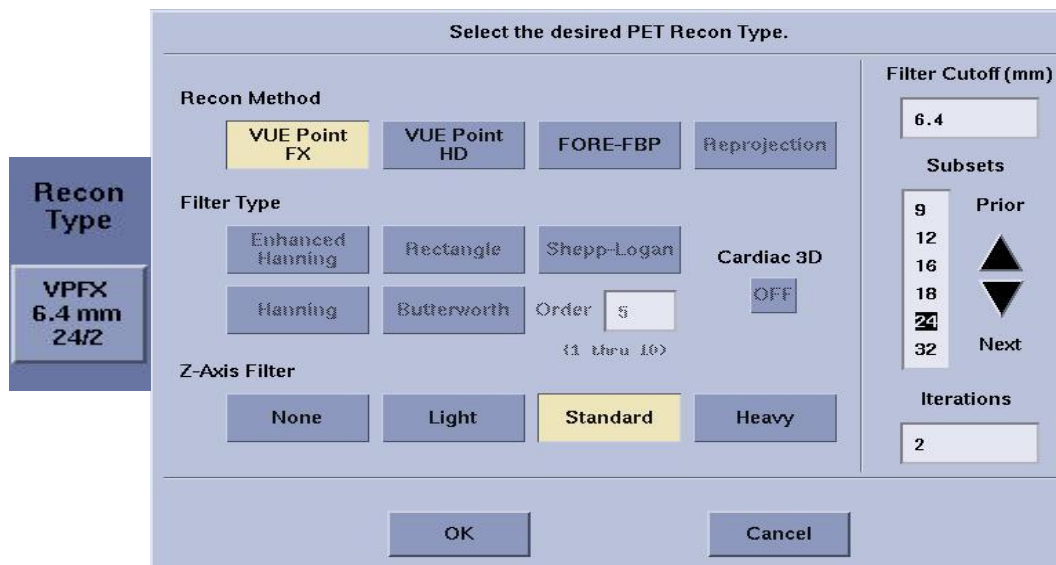


**Figura 22 – Tamanho da janela de entrada do equipamento**

✓ Métodos de Reconstrução

Passo importante para a criação das imagens e que permite dizer ao sistema qual o tipo de reconstrução a ser utilizado, bem como os filtros (*Cutoff*, *Butterworth*, etc).

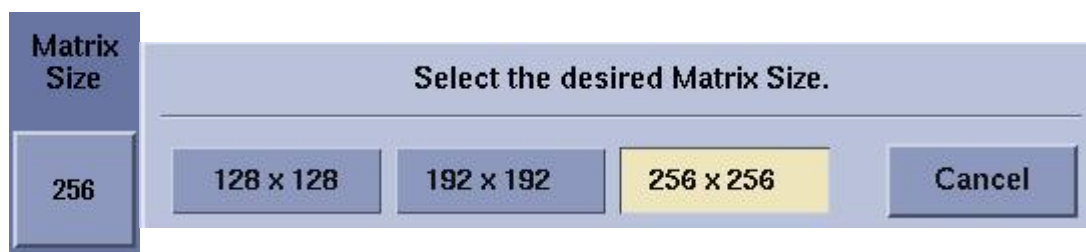
Os equipamentos modernos já não dispensam o OSEM, por causa da sua vantagem de aceleração computacional, tendo como parâmetros a escolha dos *Subsets* e iterações. Como mencionado anteriormente, neste parâmetro como existem algoritmos próprios, criados pelas marcas e com as suas evoluções constantes, após a sua seleção já associam os filtros a aplicar na aquisição, ficando a sua seleção facultativa ou até mesmo tornando-se impossível de seleccionar, como observado na imagem seguinte



**Figura 23 – Seleção dos parâmetros de reconstrução de imagem**

- ✓ Dimensão da matriz

Dirá ao sistema qual a dimensão da matriz a ser utilizada, dependendo mais uma vez das especificidades do equipamento.



**Figura 24 – Seleção da matriz**

- ✓ Correção de atenuação

Este deverá ser dos parâmetros mais importantes em PET, a correção de atenuação, uma vez que permitirá corrigir as imagens e obter uma densidade uniforme das mesmas. Este parâmetro pode ser obtido de duas maneiras. A primeira é através de uma aquisição de transmissão com uma fonte externa sendo uma técnica utilizada somente em equipamentos de PET. A segunda opção é a utilização dos dados de uma aquisição tomográfica e interpolação com o PET, muito usual hoje em dia nos equipamentos PET-CT, pela sua

rapidez de execução. Assim através desta opção o utilizador poderá dizer ao sistema se pretende utilizar ou não a correção de atenuação.

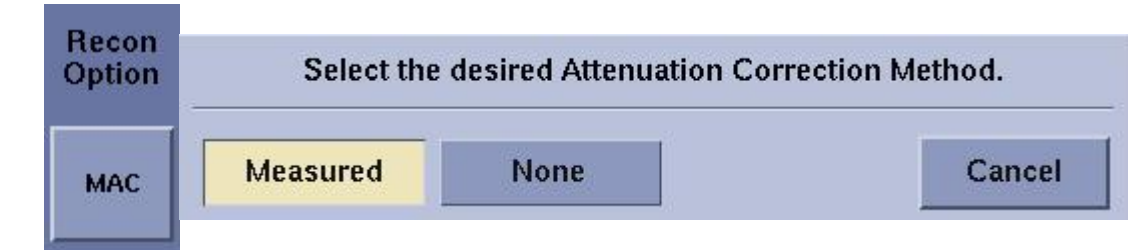


Figura 25 – Aplicação do Coeficiente de atenuação

✓ DMPR (Direct Multiplan Reformat)

A reformatação multi-planar (DMPR), consiste em automaticamente após a aquisição das imagens axiais reconstruir nos outros planos (coronal e sagital). Tem uma aplicabilidade enorme uma vez que permitirá definir com exatidão a localização de uma lesão.

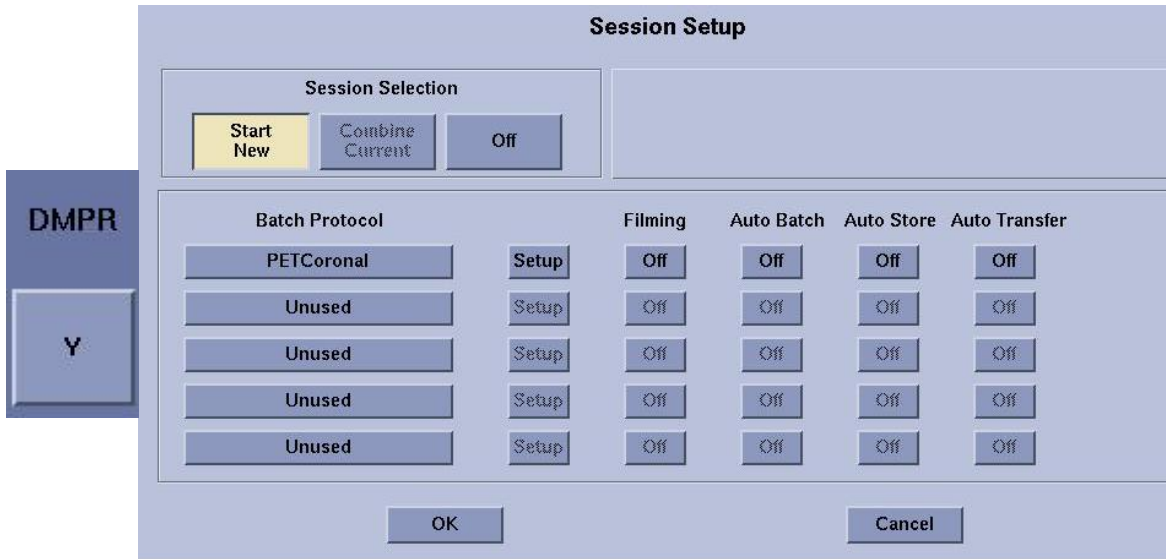
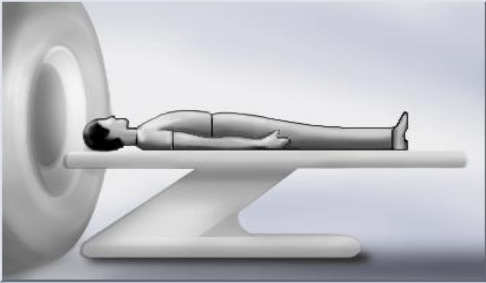


Figura 26 – Seleção dos DMPRs

Segue-se uma visão geral do software com os parâmetros mencionados anteriormente, sendo este da marca GE.



Protocol:6.1 CORPS ENTIER

Series:2

Anatomical Reference

OM

Filming

AutoFilm Setup

Camera Laser Camera

Patient Orientation

Head First

Patient Position

Supine

Auto Store

Auto Transfer ADW2\_NM ...

DR Auto Transfer ADW2\_NM ...

Rad Rx

Show Localizer

CT Start: S0.000

CT End: I856.740

Scan Description

Raw PET CE

Series Description

PET CE TOF AC

PET Scan Status

Scan Time Remaining

00:00:00

System Countrate (kcps)

265

Trues Rate: 173 kcps

Randoms Rate: 93 kcps

Total Prompts: 48,677,896 c

Add Scan


Insert Scan


Delete Selected Scan


ECG Trace

Prior

Next







Images	Scan Type	Start Location	End Location	Scan Direction	No. Bed Positions	Overlap	Pre-Scan Delay	Scan Time	Start on Count Rate	Stop on kcounts	DFOV (cm)	R/L Center (mm)	A/P Center (mm)	Recon Type	Matrix Size	Recon Option	DMPR
1-263	Static Record	I856.740	S0.000	Toward Head	7	11	00:00:00	00:10:30	0	0	70.0	80.0	80.0	VPFX 6.4 mm 24/2	256	MAC	Y

Cancel

Prior Series

Next Series

Create New Series

Repeat Series

Delete Series

CT

PET

Auto Scan

Accept

Series Auto Transfer

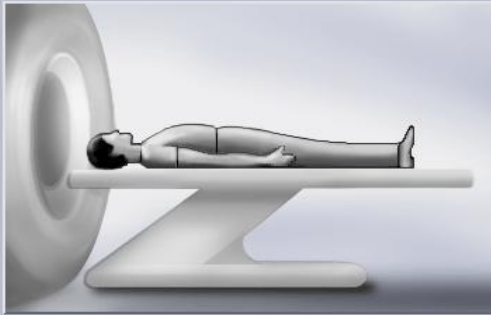
Show Recon 1

Show Recon 2

Show Recon 3

Figura 27 – Software da GE (observado na prática clínica)

Name: BOND James
ID: 007
Protocol: 6.3 CORPS ENTIER + CT Moyenne Exam: 178
Series: 2



Anatomical Reference  
OM

Filing  
AutoFilm Setup  
Camera Laser Camera

Patient Orientation  
Head First

Patient Position  
Supine

Auto Store

Auto Transfer  
ADW1\_NM  
...

DR Auto Transfer  
ADW1\_NM  
...

CT Start: S2.250  
CT End: I854.490

Rad Rx

Show Localizer

Scan Description  
Raw PET

Series Description  
PET CE TOF AC

### PET Scan Status

Scan Time Remaining

# 00:10:30

System Countrate (kcps)

Trues Rate:	173 kcps
Randoms Rate:	93 kcps
Total Prompts:	48,677,896 c

Add Scan
Insert Scan
Delete Selected Scan

ECG Trace
Prior
Next

Images	Scan Type	Start Location	End Location	Scan Direction	No. Bed Positions	Overlap	Pre-Scan Delay	Scan Time	Start on Count Rate	Stop on kcounts	Auto Cont
1-263	Static Record	I856.740	S0.000	Toward Head	7	11	00:00:00	00:10:30	0	0	Y

Dose  
0.00 mCi

Nuclide/Tracer  
18F

FDG – fluorodeoxyglucose

End Exam
Select New Protocol
Next Series
Create New Series
Repeat Series

CT  
PET

Auto Scan


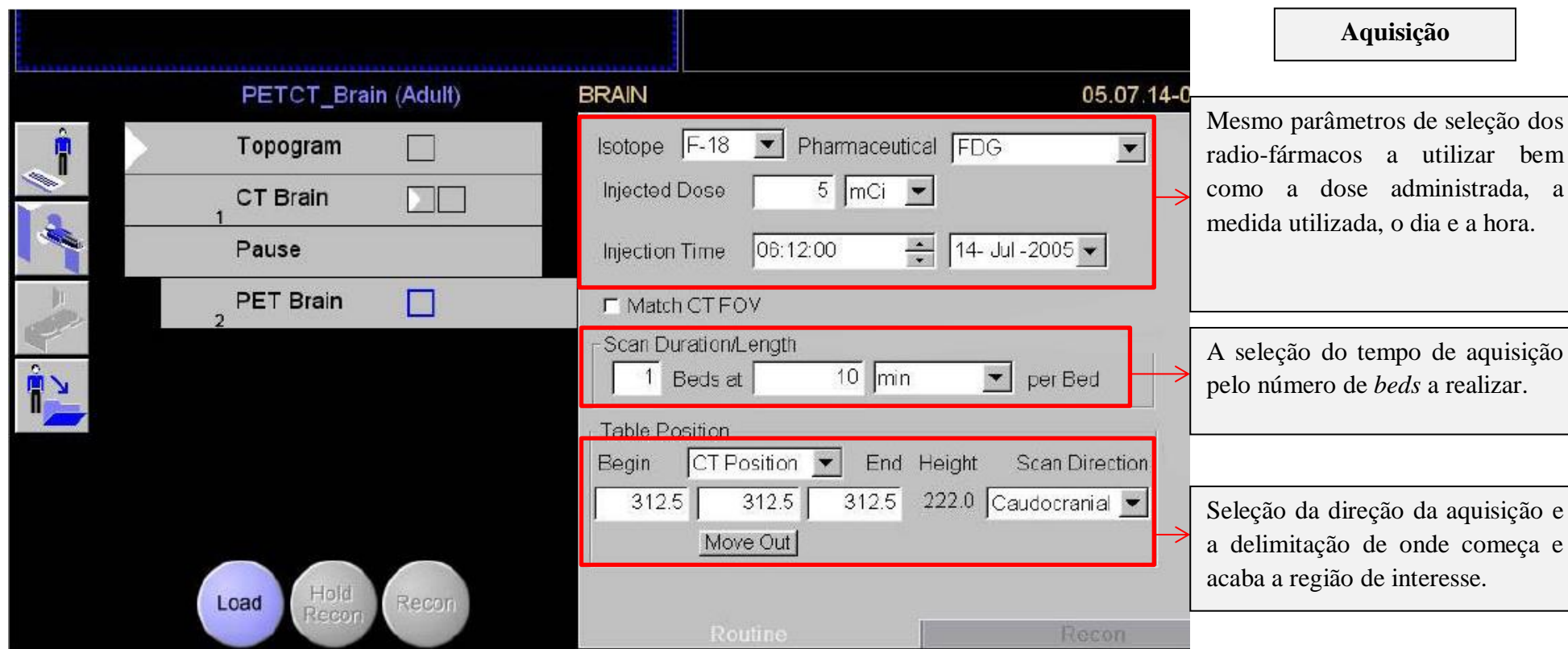

  
Confirm

Figura 28 - Software da GE 2 (observado na prática clínica)



## 5.2 Exemplo de outros Softwares

Para não fazer referencia a um só software também serão dados exemplos de outros softwares, observados em manuais, demonstrando que apesar das diferenças de ambiente e interação estes possuem semelhantes parâmetros de seleção. Este primeiro é da Siemens.



**Figura 29 - Software da Siemens (observado em manuais) [25]**



Recon Job 1 Series Description ADNI Brain

Reconstruction

Recon Range - Beds 1 to 1

Output Image Type Corrected

Recon Method Iterative ☒ Scatter Cor.

Image Size 168 Zoom 2.0

Filter FWHM (mm) 2.0 ☒ Trim

Iterations 4 Subsets 16 **OSEM**

Offsets (cm) X 0 Y 0

Attenuation Correction

CT Scan Recon

1 ☒ 1

Seleção da aplicação ou não da correção de atenuação utilizando a aquisição de CT

**Reconstrução**

Seleção dos métodos de reconstrução podendo escolher de onde a onde se realizará a reconstrução, o método, a dimensão da imagem (matriz), o OSEM e filtros.

Routine Recon Advanced

Figura 30 - Software da Siemens 2 (observado em manuais) [25]

Scan

☐ Auto Load    Source Type Patient

Start Manual 14:32:54

LLD (keV) 425    ULD (keV) 650

Rebinner LUT 0

Rebinner Mode Online Histogram

Histogram Net Trues

Post-process MedDynamic

Reconstruction

☒ Segment CT    ☒ Normalize

☐ Save Intermediate Data    ☐ Match CT Slice Location

XY All-pass    Z All-pass

☒ Auto recon    Auto transfer None

None

None

Post-process MedDynamic

Advanced

Nos parâmetros avançados pode-se ainda definir algumas definições de aquisição e reconstrução avançadas, como definir se a aquisição começa manualmente ou automaticamente referindo a hora desta, selecionar a fonte emissora, ou seja, de onde provem os fótons, a discriminação dos níveis de energias (baixos e altos) aceitáveis para a detecção, a realização da normalização e a seleção de quais as frequências de sinal a passar nos planos XYZ.

Figura 31 - Software da Siemens 3 (observado em manuais) [25]

Noutro software observado nos manuais e da família GE, o Advance, nota-se uma diferença no ambiente de software e de interação quando comparado com o observado na prática clínica.

*Dynamic Scan Range Rx*

◆ Prescribe Start    ◆ Read Start

Table Location of First Slice:     ◆ Towards Head  
 Table Location of Last Slice:     ◆ Towards Feet

Pre-Scan Delay:

Group #:       # Frames in Group:   
 Pre-Frame Delay:   
 Duration of Each Frame:

Group Number	Number of Frames in Group	Pre-Frame Delay	Frame Duration
1	6	00:00:00	00:05:00

Neste software na parte da aquisição podemos também observar a discriminação da zona de interesse, a direção da aquisição e a determinação do número de *frames* para uma aquisição dinâmica juntamente com a determinação do tempo de cada uma.

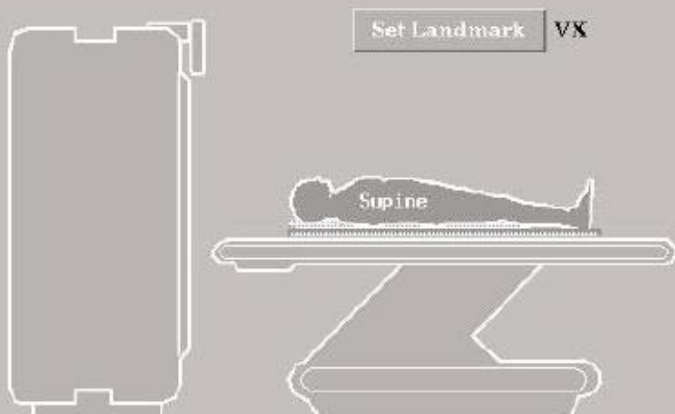
          

Figura 32 - Software da GE Advance (observado em manuais) [25]

Acquisition
Options ▼
New Procedure
New Scan
Load Defaults

Patient ID: ADNI0001
Patient Name: ADNI Demo
Procedure Description: ---
Scan Type: Emission
Scan Mode: Dynamic
Defaults Name: ---

### Patient Position



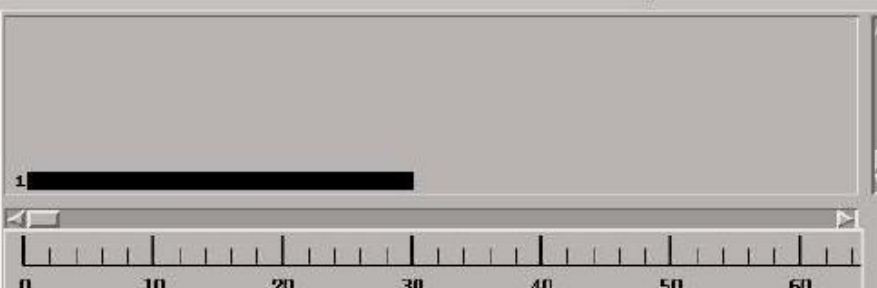
Set Landmark VX

Supine

### Scan Range

Prescribe Scan Range

Group Number 1



Time (minutes)




Table Location (mm)

### Scan Information

Realtime Subtraction

3D (Brain/Body)

Word

Scan Description:

ADNI Static Brain (6x5)

### Tracer Information

Nuclide: 18F

Additional Tracer Info

Tracer: FDG — fluorodeoxyglucose

Seleção da informação do radio-fármaco a utilizar.

Figura 33 - Software da GE Advance 2 (observado em manuais) [25]

Extended Recon Options Next Recon Load Defaults

Patient ID: ADNI0001 Scan Type: Emission  
 Patient Name: ADNI Demo Scan Mode: Dynamic  
 Scan Description: ADNI Static Brain (8x5) Defaults Names: --- Total Slices: 210

Output: Image Matrix Size: 128 x 128  
 3D Recon Method: Reprojection  
 Transaxial Filter: Ramp Cutoff (mm): 4.0  
 Axial Filter: Ramp Cutoff (mm): 8.5  
 Image Set Description: ADNI Static Brain (8x5)

Display Field of View (cm)  
 Diameter: 25.4  
 Center L: 0.00  
 Center P: 0.00

Attenuation Corrections  
 Type: Segmented  
 Transmission Scan: 10:29:12 ADNI Transmission  
 T + E Subtraction: None  
 Smooth: Gaussian Smooth (mm): 9  
 Axial Smooth: Yes Blank: Default 3/30/05 Blank 4.3Bent  
 Randoms: Realtime Subtraction  
 Well Counter File: Default 3DHi-FORE-WC 8/8 200Mont dpl  
 Well Counter: Sensitivity & Activity  
 Randoms: Realtime Subtraction  
 Normalization: Default 3DHi Norm 9/17 200Ments dph  
 Geometric: Yes Deadtime: Yes  
 Decay: Yes Scatter: Yes Model

Number	Patient ID	Patient Name	Type	Mode	Description	Slices
1						

Submit to Bottom Submit to Top Delete All to Queue

Na parte da reconstrução temos também a seleção do método a ser utilizado, a matriz e o gênero de filtros, neste caso mais específicos que no da Siemens.

Aqui também se escolhe a utilização da correção de atenuação, mas neste sendo diferente que na Siemens, pois o equipamento em causa só possui PET tendo que executar a aquisição de transmissão.

Figura 34 - Software da GE Advance 3 (observado em manuais)[25]

### 5.3 Observações

Nos softwares. da atualidade quando comparados com outros softwares num passado recente, observa-se uma simplificação na parametrização nos processos a executar.

Outra observação é que na Tabela 5 aparecem como possível escolha parâmetros que não foram observados na interação com a prática clínica aquando das visitas às instituições de saúde, mas observadas nos softwares presentes anteriormente, demonstrados em manuais, que é o caso da FWHM, Zoom, Normalização e Correção de dispersão.

A possível razão para a inexistência da escolha destes parâmetros, equacionada através do diálogo com os técnicos de medicina nuclear é que numa era cada vez mais moderna e tecnológica, muitos desses parâmetros já se encontram por *default* do fabricante na sua programação, ou seja, são automaticamente definidos no momento da escolha de um fator e/ou métodos de correção.

O zoom está relacionado com a seleção da matriz. O tamanho desta influenciará qual a possível escolha de zoom máxima a ser realizada sempre em vista a uma melhor qualidade possível.

O caso da normalização e correção de dispersão já envolve controlo de qualidade realizado. Em relação à largura da meia altura (FWHM) esta é programada na instalação do equipamento, ou seja, no momento da realização dos testes de aceitação e início da sua atividade funcional, sendo definido apenas aquele intervalo.

Destes parâmetros de escolha não observados na atividade diária de um profissional de saúde de medicina nuclear e com interesse de ser aplicado num equipamento de treino é a FWHM, ou seja, a escolha da janela de energia. Uma definição deste parâmetro permitirá estudar as janelas de energias da captação do sinal e assim manipular o intervalo de fótons a serem captados, compreendendo os efeitos positivos e negativos dessa seletividade.

É de mencionar também que hoje em dia todos os equipamentos PET clínicos existentes estão agrupados ao CT por este permitir obter os coeficientes de atenuação para as imagens PET de uma maneira rápida e eficaz, no entanto o trabalho em questão e a abordagem foi só referente ao PET.

## 5.4 Controlo de Qualidade

Para além do design e criação de um software fiel ao utilizado na prática clínica, pretende-se também que o profissional de saúde de medicina nuclear simule todas as atividades antes do funcionamento do equipamento que consiste no controlo de qualidade diário necessário. Qualquer modalidade de imagiologia requer um controlo de qualidade com o principal objetivo de verificar se as imagens refletem uma correta distribuição do produto radio-fármaco e também assegurar que não existem alterações na performance do equipamento que possam influenciar a obtenção de informação diagnóstica para o diagnóstico médico [2], [7].

O controlo de qualidade realizado pelos técnicos de medicina nuclear é o diário. Este pode ter varias designações, como o *Daily scan*, *Blank scan*, *daily blank sinogram*, etc, em que consiste na irradiação dos detetores com fotões de 511 keV. Este pode ser realizado através do uso de varetas de  $^{68}\text{Ge}$ , que rodam em torno do campo de detetores ou de um fantoma cilíndrico uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  (NEMA NU 2-2007) colocado no centro do FOV do equipamento ou ainda uma fonte de  $^{22}\text{Na}$  colocada igualmente no centro FOV. A atividade a utilizar nos fantasmas deverá ser especificada pelo fabricante. Após a aquisição deste sinograma compara-se com um sinograma de referência, obtido nos testes de aceitação, verificando se existe alguma falha [2], [7], [26].

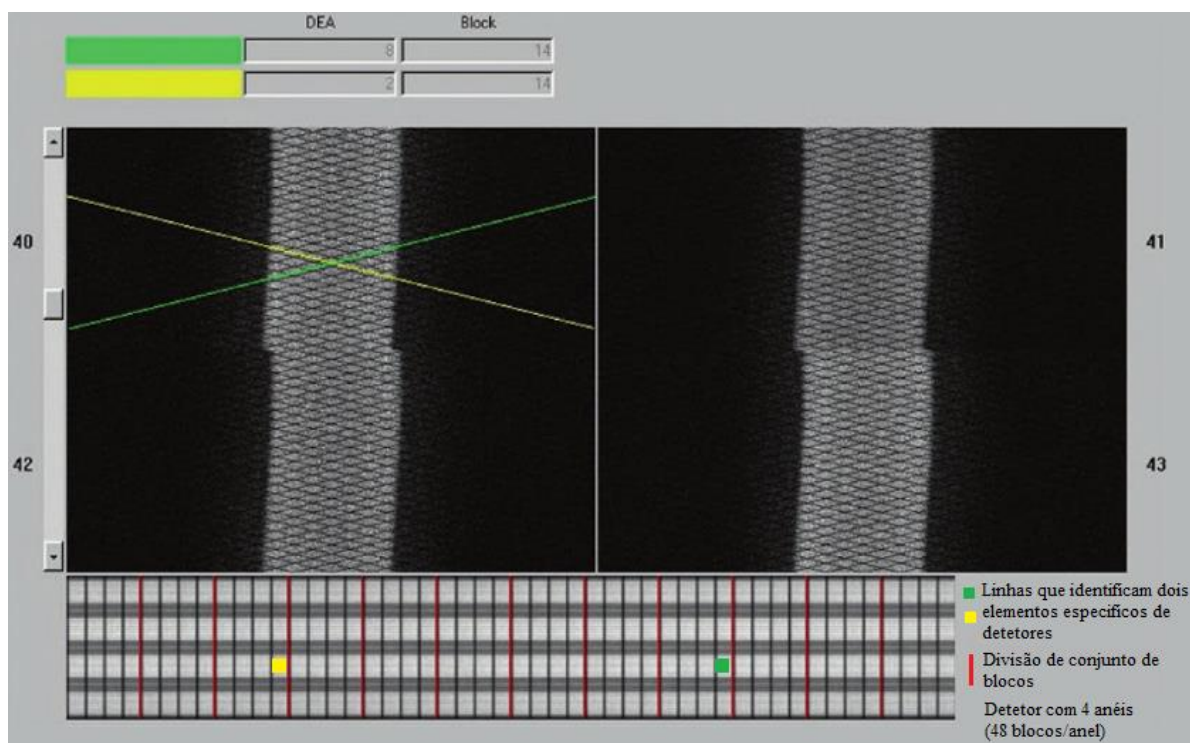


Figura 35 - Controlo de qualidade, avaliação do sinograma (Adaptado de [26])



Na imagem anterior pode-se observar através da interpolação das linhas e do esquema dos detetores por baixo onde se dá a deteção do sinal, mas não discriminando vários problemas que possam ocorrer. Na seguinte Figura 36 essa discriminação é observada.

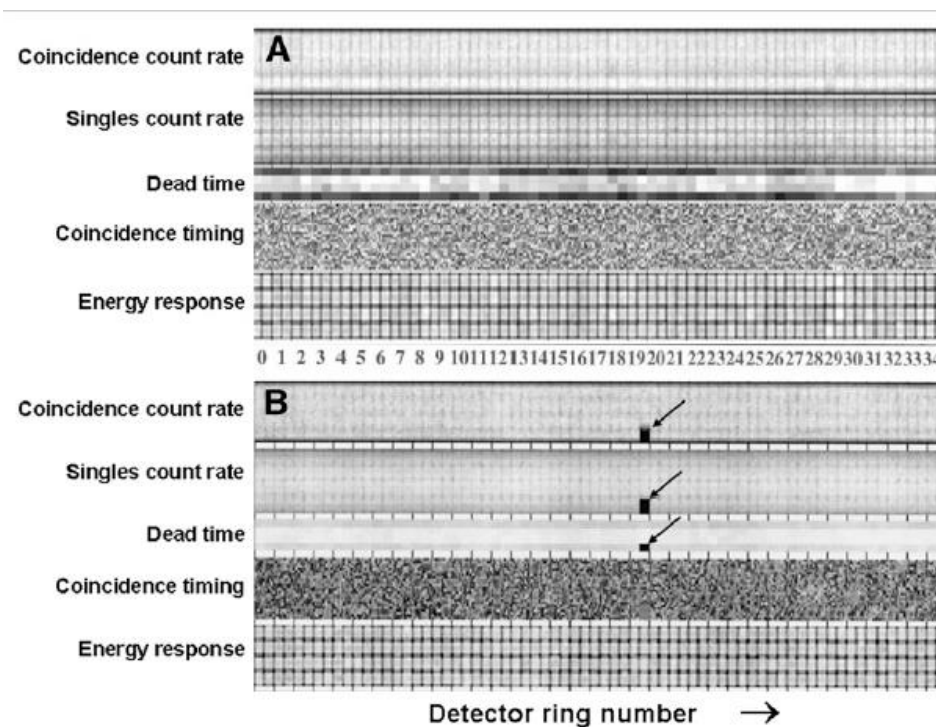


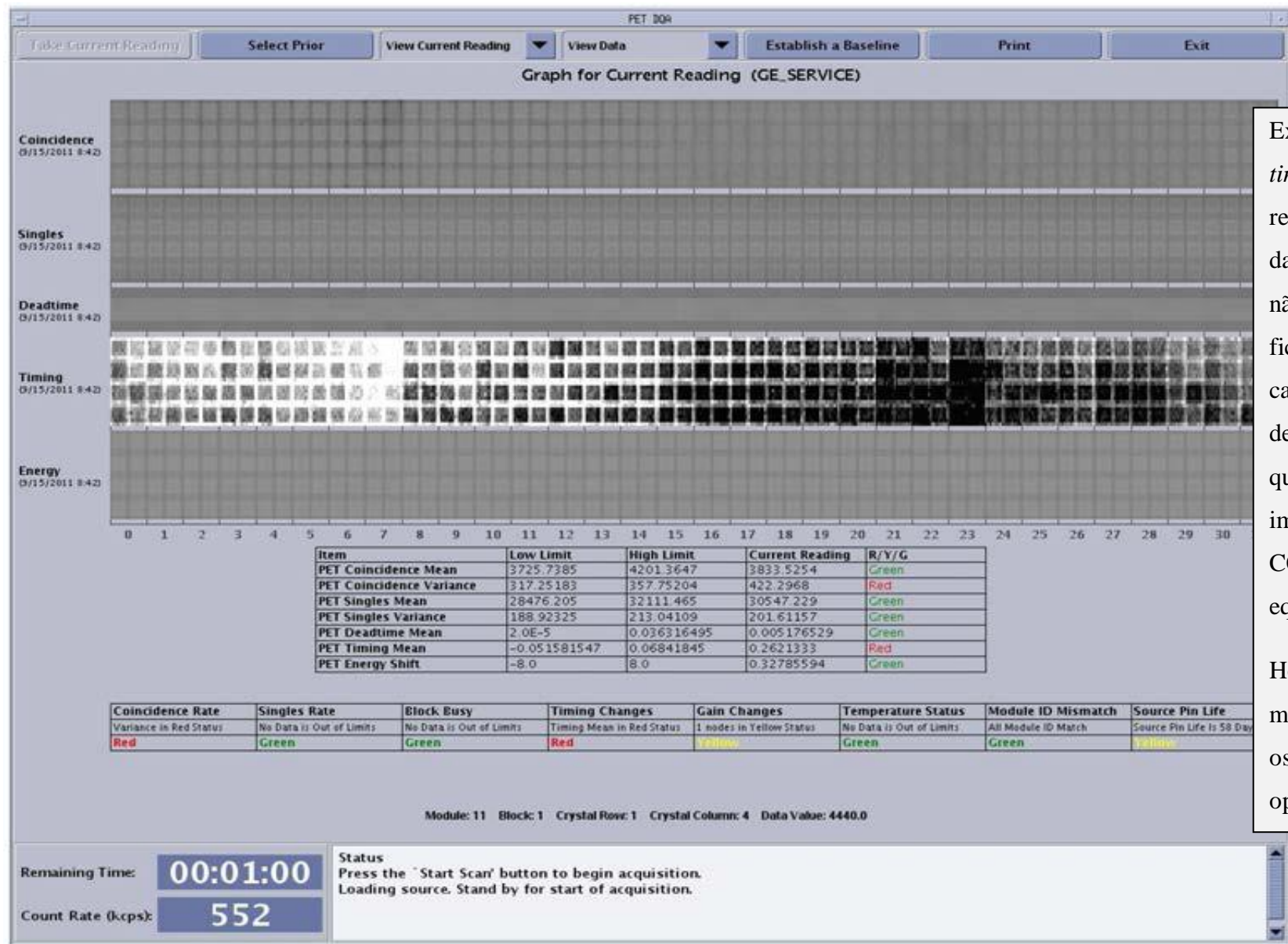
Figura 36 – CQ diário: A - detetores sem falhas, B – detetores com falhas (adaptado de [27])

Item	Low Limit	High Limit	Current Reading	R/Y/G
PET Coincidence Mean	381.32373	643.3237	509.49802	Green
PET Coincidence Variance	95.98372	159.98372	129.98024	Green
PET Singles Mean	8369.778	12165.778	10273.435	Green
PET Singles Variance	1037.4597	1521.4597	1415.111	Green
PET Mean Deadtime	-0.19496	0.03504	0.00499	Green
PET Timing Mean	-0.24985	0.25015	0.00231	Green
PET Energy Shift	-8.0	8.0	0.75967515	Green

Figura 37 - Imagem com limites de controlo de qualidade diário especificados pelo fabricante [28]

Esta proporciona uma maior informação relativa a mais variantes, para além de demonstrar ao utilizador (Figura 37) leituras que contribuem para a identificação de problemas secundários dos detetores. A atribuição de cores informa o utilizador: verde – valores aceitáveis, amarelo – atenção e vermelho – valores inaceitáveis. Seguem-se imagens demonstrativas da realização do controlo de qualidade num sistema da GE em que numa se observa um erro de *timing* (Figura 38) e noutra um controlo de qualidade ótimo (Figura 39).

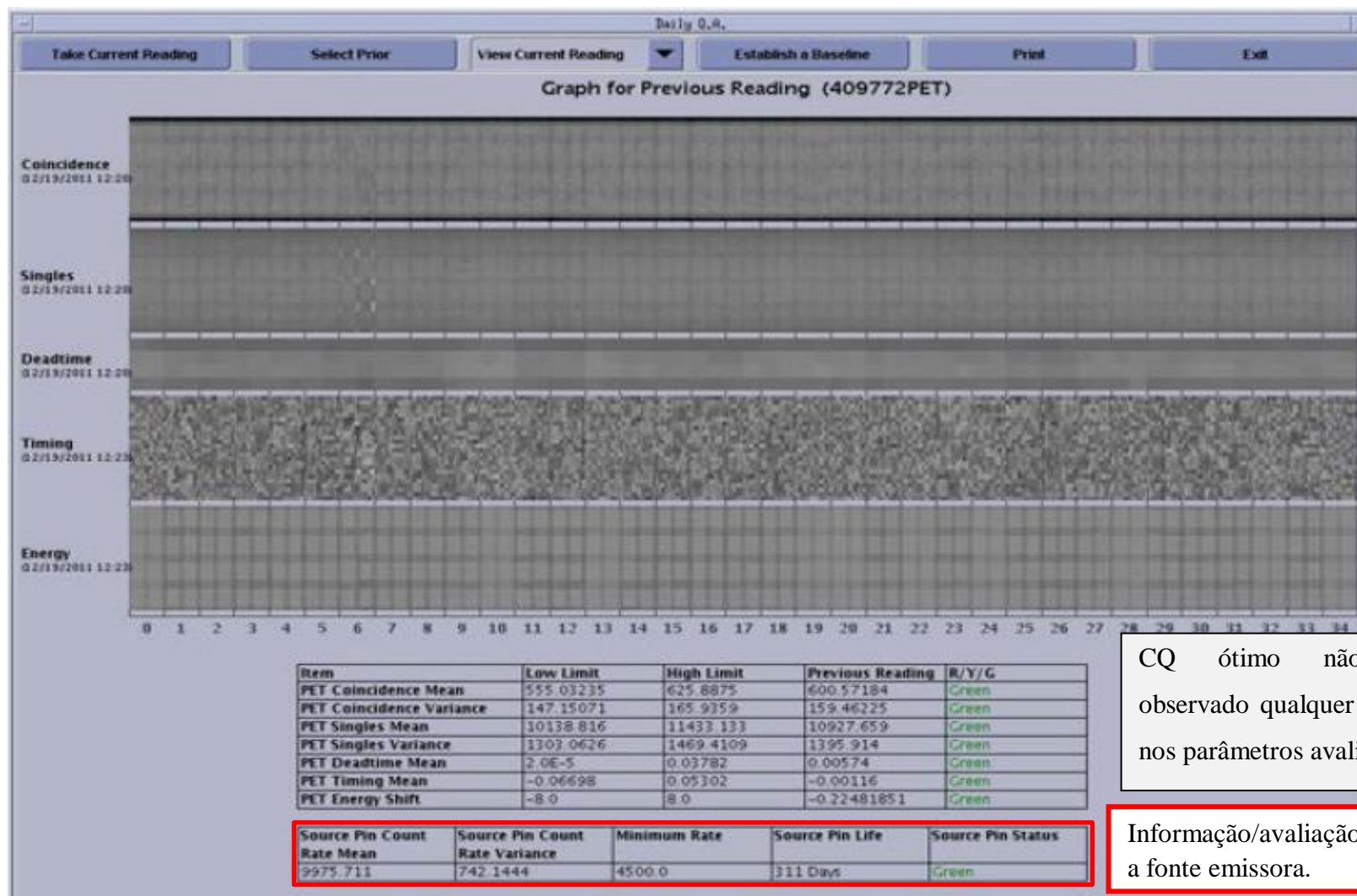




Existência de um erro de *timing*, devido a não realização do CQ diário antes da execução de um exame, não estando no sistema um ficheiro de normalização e de calibração criado sempre no decorrer do controlo de qualidade. Assim se vê a importância da realização do CQ antes do manuseio do equipamento.

Hoje em dia o CQ serve para muito mais do que verificar se os detetores estão operacionais ou não.

Figura 38 - Controlo de qualidade: erro de *timing* [28]



CQ ótimo não sendo observado qualquer problema nos parâmetros avaliados.

Informação/avaliação relativa a fonte emissora.

Figura 39 - CQ ótimo [29]

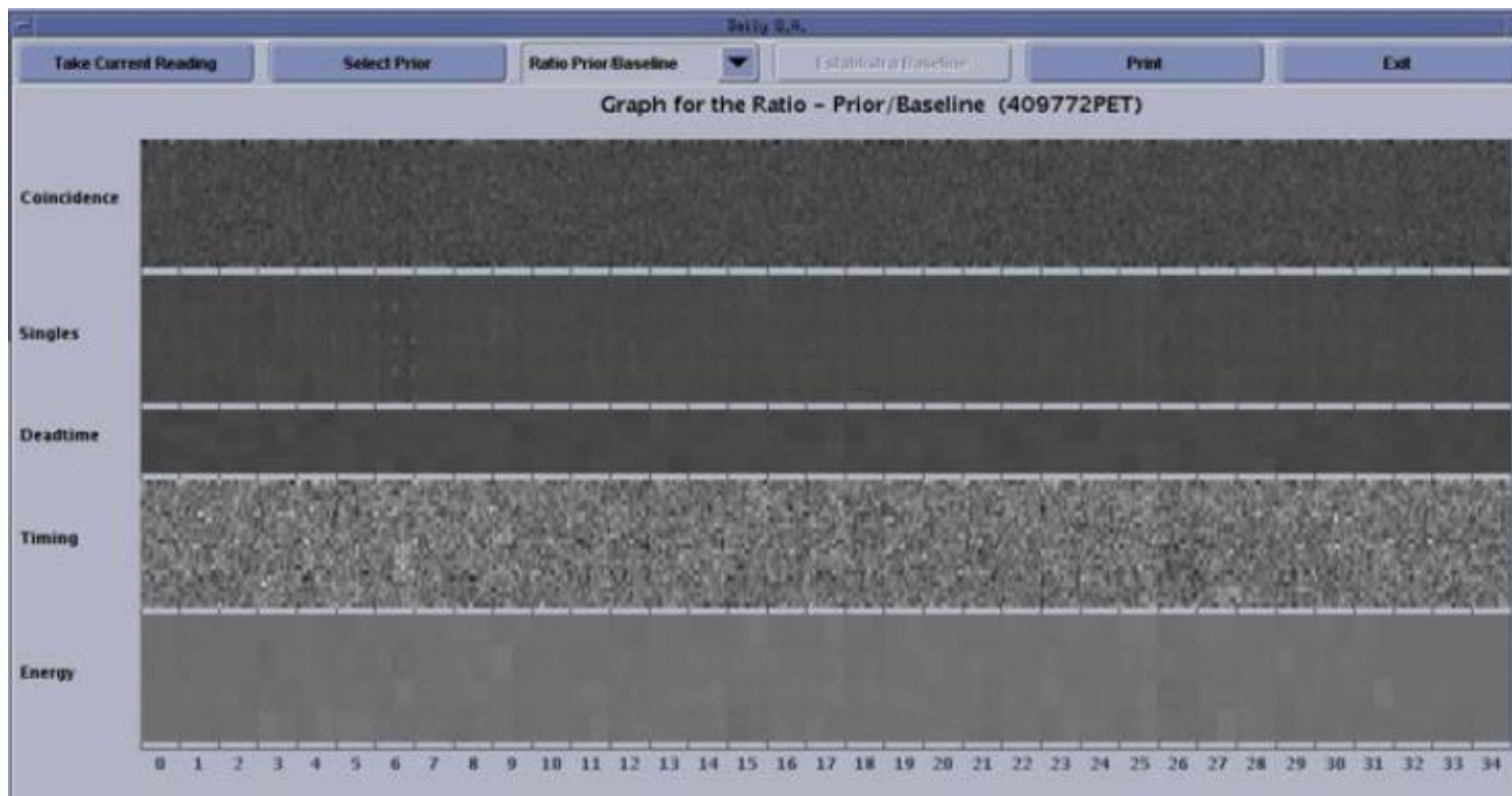


Figura 40 - CQ de aceitação (CQ para comparação - *baseline*) [29]

## 5.5 Formação da imagem e colormaps

O controlo de qualidade é importante, porque a formação da imagem depende do bom estado dos detetores uma vez que a criação da imagem é determinada pelos valores dos pixéis, ou seja, pelo número de contagem de fótons que incidem nos detetores. A imagem pode ser formada em dois formatos, em escala de cinzentos (*grayscale*) ou com cor [12].

Para a atribuição da cor ocorrer tem que se associar o número de contagem de fótons a um intervalo, em que recorrendo ao espectro de cores, a cor azul, o verde, o amarelo e o vermelho do espectro são atribuídos aos pixéis com o maior número de contagens, no entanto o azul é para pixéis com menores contagens e o vermelho para pixéis com maiores contagens. Como na escala de cinzentos, a escala de cor também fornece contraste entre os diferentes pixéis conseguindo discriminar áreas normais ou anormais nas imagens. Atualmente, os sistemas existentes PET-CT fazem a junção das imagens, em que as imagens de tomografia computadorizada são demonstradas em escala de cinzentos e as de PET são sobrepostas as de tomografia computadorizada e são visualizadas com cor [12].

As escalas, quer de cor ou de cinzentos, deverão estar sempre demonstradas ao lado das imagens para que o observador que esteja a interpretar as imagens possa facilmente diferenciar o contraste, principalmente quando se trata da realização de comparações de imagens [12].

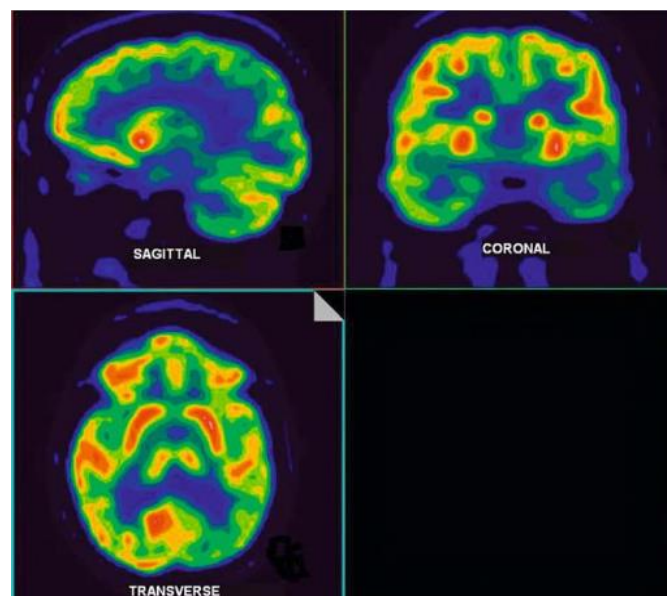


Figura 41 - Imagem nos 3 planos ortogonais [12]



Contudo o modo da atribuição da cor depende de cada fabricante de equipamentos podendo ter as suas próprias cores designadas.

Para controlar esta situação e quando existe a necessidade de partilha de informação entre instituições e estas possuírem diferentes equipamentos tem que existir cores padrão de leitura, daí a NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) através do standard DICOM PS 3.6-2011 (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), um protocolo de comunicação criado para estabelecer a ligação entre diferentes equipamentos, estipulou que todos os equipamentos deveriam reconhecer os seguintes 4 *colormaps*:

✓ HOT IRON COLOR

Esta paleta de cor é normalmente usada nas aplicações de medicina nuclear, quer de PET quer de SPECT, para fazer a diferença de intensidades de sinal nas contagens de fótons [30].

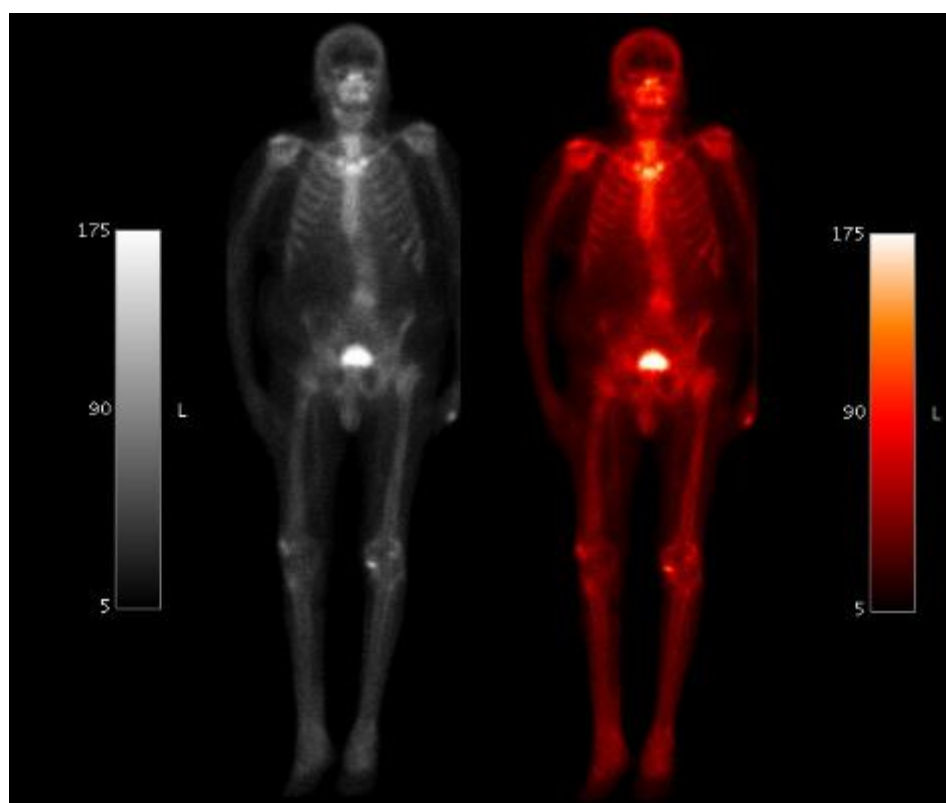
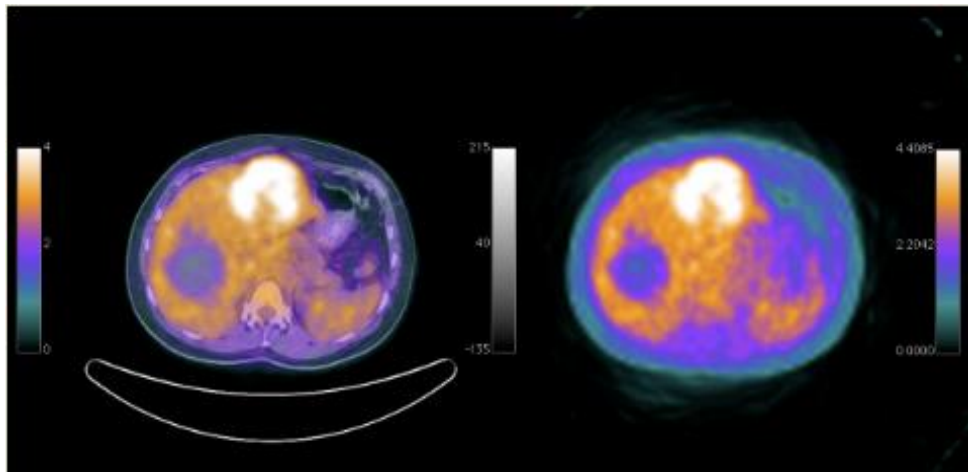


Figura 42 - Imagem HOT IRON COLOR [30]

### ✓ PET COLOR

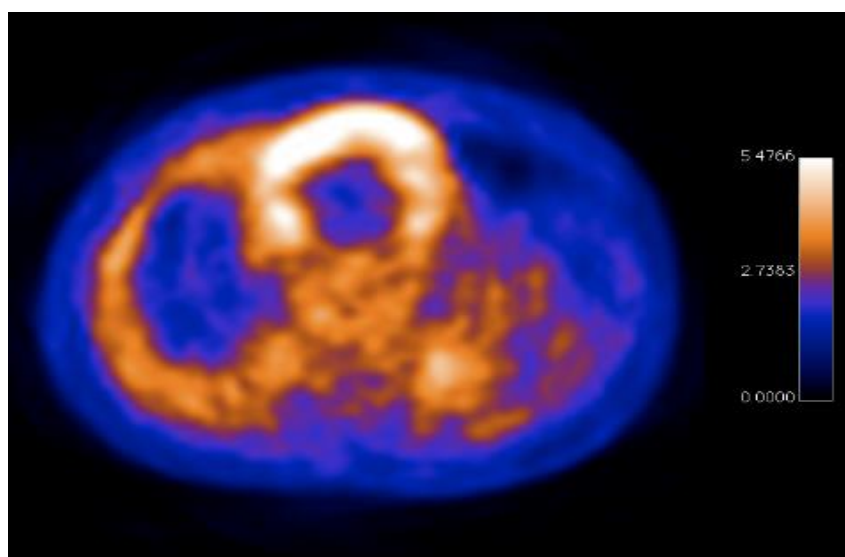
Esta paleta de cor é habitualmente utilizada nos equipamentos PET-CT para colorir as imagens PET, aquando da sua sobreposição com as imagens de tomografia computadorizada [30].



**Figura 43 - Imagem PET COLOR [30]**

### ✓ HOT METAL BLUE COLOR

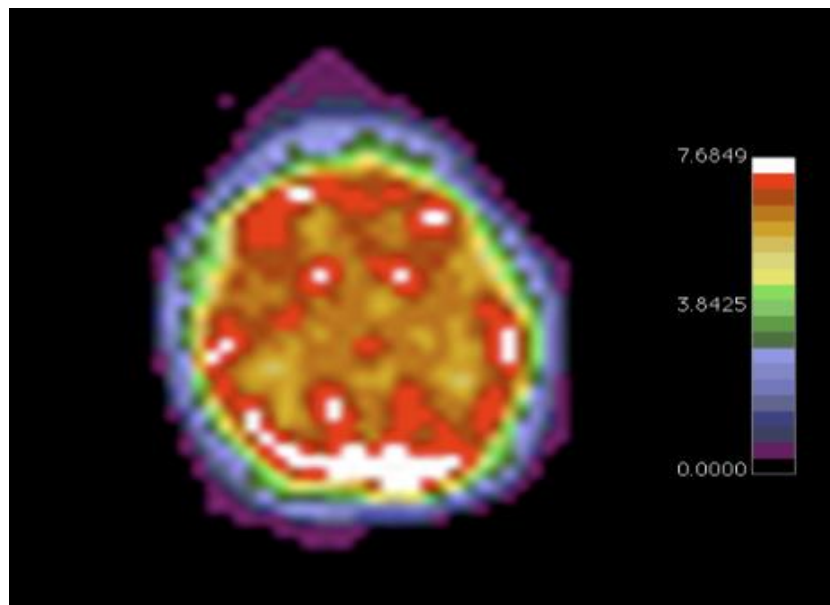
Esta paleta de cor é utilizada em medicina nuclear, quer em PET quer em SPECT, ou então somente em aplicações PET para fazer as diferenças de sinal na contagem dos fótons [30].



**Figura 44 - Imagem HOT METAL BLUE COLOR [30]**

✓ PET20 Step Color

Por último, esta paleta de cor é usada nos equipamentos de PET para fazer a diferença de intensidade de sinal nas contagens dos fótons [30].



**Figura 45 - Imagem PET20 COLOR [30]**





## Capítulo 6 - Proposta de *user interface* para o sistema easyPET

Após o levantamento das necessidades de software PET clínico e atividades associadas ao seu funcionamento torna-se importante que o software/*user interface* a ser desenvolvido para implementação no sistema easyPET permita executar as atividades praticadas num dia-a-dia de trabalho dos profissionais de saúde da área de medicina nuclear.

A simulação dessas atividades foi o foco principal para o desenvolvimento deste projeto com o intuito de melhorar a aprendizagem dos profissionais de saúde de medicina nuclear a formar e ao mesmo tempo introduzir atividades práticas em ambiente escolar, melhorando a oferta formativa com uma abordagem pré-clínica mais cedo.

A seguinte Figura 46 e a **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** demonstram a janela principal da *user interface* e o esquema de interação da *user interface* respetivamente. Posteriormente será demonstrado em termos práticos e visuais essas interações da proposta apresentada.

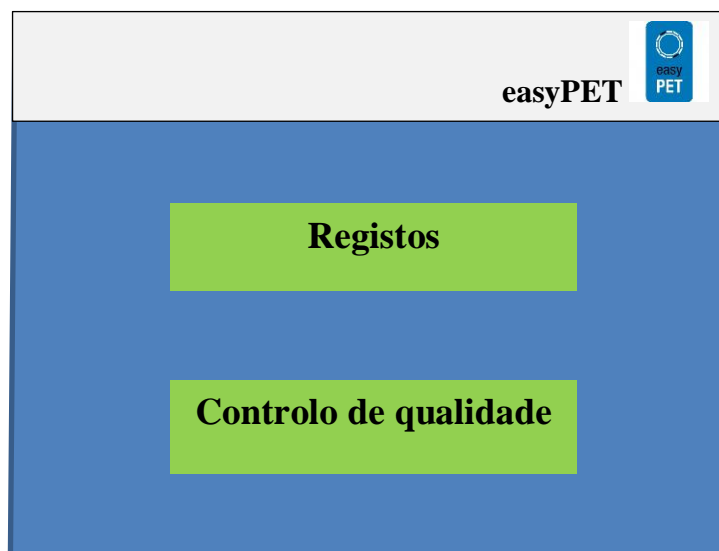


Figura 46 - Janela principal easyPET

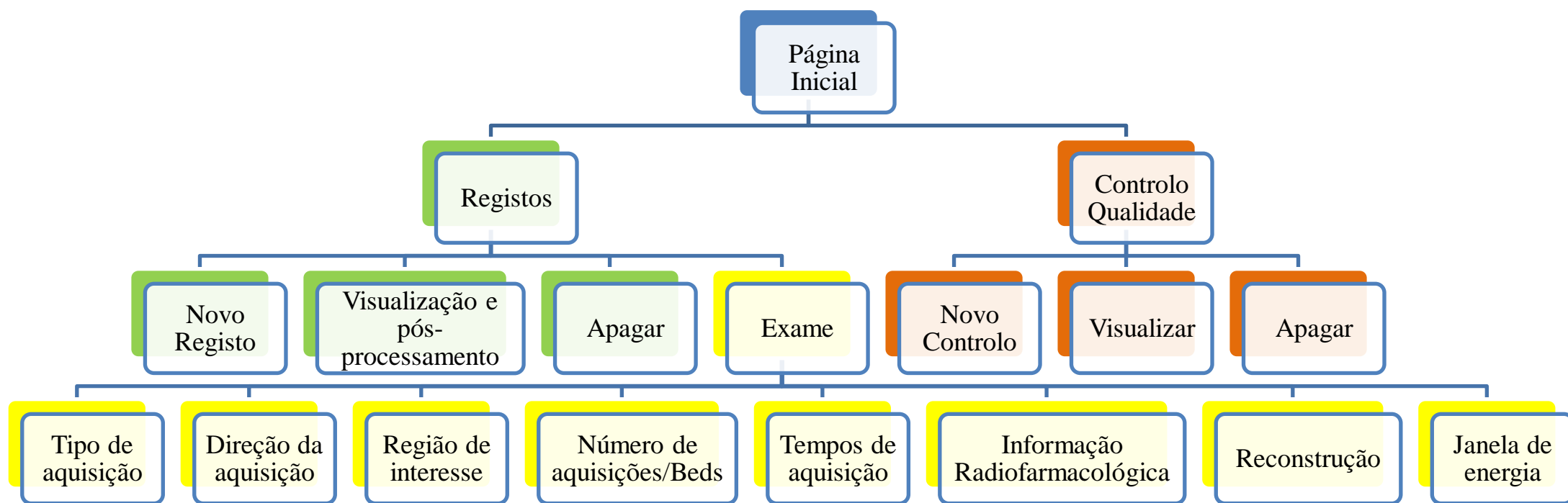


Tabela 6 - Representação esquemática da proposta de *user interface*

## 6.1 Registo das atividades/worklist

Este é o primeiro passo antes de iniciar a realização de exames, para além do controlo de qualidade, é um passo importante numa atividade diária dos profissionais de saúde. Esta permite identificar e registrar o paciente/atividade a realizar e com esse processo proporcionar uma maior organização de armazenamento da informação facilitando depois a sua procura para posterior análise.

Estas informações são deveras importantes, porque para além do mencionado anteriormente, a ausência desta informação fará com que o equipamento não trabalhe tendo que preencher no mínimo os parâmetros obrigatórios.

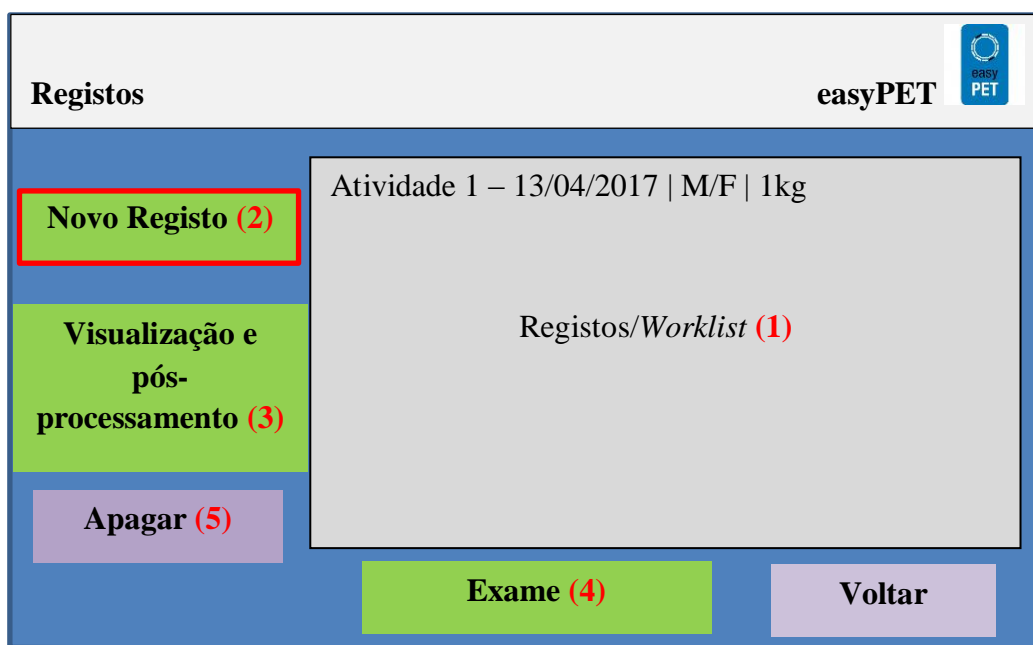
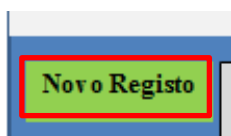


Figura 47 - Janela Registos easyPET

Ao premirmos o botão “Registos”, este abrirá a janela dos registos demonstrando os registos existentes (1), permitindo efetuar novos registos (2), visualizar e pós-processar de um registo selecionado (3), iniciar novo exame/aquisição (4) e a possibilidade de apagar os registos (5).



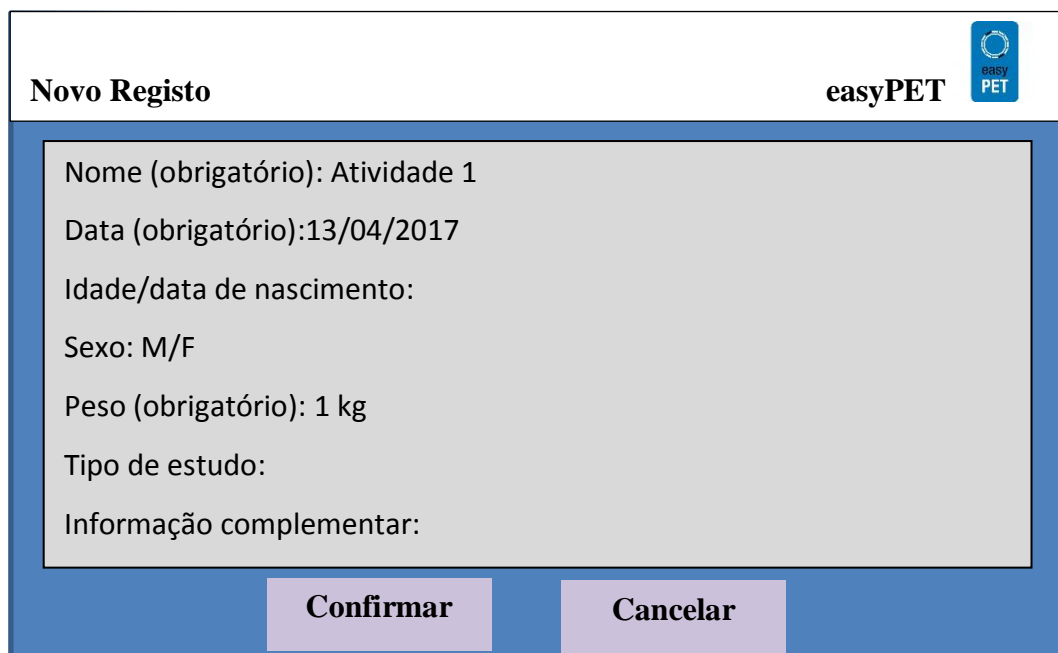
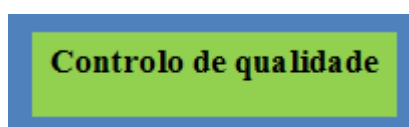


Figura 48 - Janela de Novo Registo easyPET

## 6.2 Controlo de qualidade


Antes do início da atividade diária é necessário realizar o CQ do equipamento uma vez que fará com que se perceba a importância deste controlo de qualidade.

O controlo de qualidade é o *Daily Scan* e como estamos a falar de um equipamento de pequenas dimensões o fantoma em conformidade com as suas especificações é o NEMA NU 4-2008 (Figura 51), contudo poderá sempre utilizar as definições/protocolos normais para o controlo de qualidade neste equipamento adaptando/construindo/adquirindo um fantoma cilíndrico de  $^{68}\text{Ge}$  das dimensões do equipamento ou da utilização de uma fonte de  $^{22}\text{Na}$  no centro do FOV do equipamento. Estes dois fantasmas (NEMA NU 4-2008 e NEMA NU 2-2007) apresentam características distintas, o primeiro é dedicado a características intrínsecas/desempenho da qualidade da imagem, o segundo mais destinado as avaliações das características dos detetores com a homogeneidade do fantoma para a irradiação destes, mas ambos com o mesmo intuito de verificar e comprovar a funcionalidade do equipamento.



Ao premirmos o botão “Controlo de Qualidade”, este abrirá a janela da respetiva função permitindo a partir deste ponto realizar um novo CQ (1), visualizar os controlos de qualidade anteriores ao selecionar um registo (2) e a possibilidade de apagar registos (3) de controlo de qualidade.

**Controlo de Qualidade**

easyPET


Registos....

CQ 13/04/2017 | 15h | 5mCi
CQ 10/04/2017 | 14h | 5mCi

Novo CQ (1)

Visualizar (2)

Apagar (3)

Cancelar


O visualizar permitirá ao utilizador observar a imagem e respetivos valores de um registo de controlo de qualidade realizado. A “leitura corrente” passará a designar-se “leitura obtida”.



Novo CQ



**Controlo de Qualidade**

easyPET


Checklist:

- Registo;
- Dose correta (conforme especificações)
- Fantoma corretamente posicionado;
- Seleção do controlo qualidade *baseline*;

Efetivar Registo

Cancelar



Efetivar Registo



Controlo de Qualidade

easyPET

**Registo CQ**

**Dia:** 13/04/2017

**Hora:** 15h

**Dose:** 5 mCi

Adquirir

Cancelar

O estabelecer do CQ de referência permitirá seleccionar o controlo obtido dos testes de aceitação, ou seja, o *baseline* estabelecido pelo fabricante. Esses valores servirão de base para os próximos CQ. Sempre que haja alteração do CQ *baseline* é seleccionado sempre o mais recente.

**Estabelecer CQ referência (baseline)**

Figura 49 - Esquema dos procedimentos para realização do CQ do easyPET

Adquirir

Ao seguir os passos todos e após o “Efetivar Registo” do novo CQ e seleção do CQ *baseline*, ao pressionar o botão “Adquirir” estará a confirmar a realização dos passos anteriores dando inicio a realização do CQ. Caso não pretende realizar nenhum CQ basta em qualquer momento carregar em “Cancelar”.

Controlo de Qualidade

easyPET

Deteção Coincidências	
Deteção Singles/individuais	
Tempo morto	
Sincronização	
Energia	

Itens avaliados		Limite mínimo	Limite máximo	“Leitura corrente”	Aviso (R/Y/G)
Coincidências	Média				
	Desvio-padrão				
Deteções individuais/singles	Média				
	Desvio-padrão				
Média do tempo morto					
Média da sincronização					
Variações de energia					

**Tempo restante**  

00:00:00

**Confirmar**

Figura 50 - Janela CQ easyPET



**Figura 51 – Fantoma NEMA NU 4-2008 [31]**

Também poder-se-á eventualmente introduzir no software um “ficheiro anómalo” que poderá introduzir no sistema um erro de contagem e assim simular a existência de erros de leitura nos detetores e através do seu reinício e/ou nova repetição da tarefa dará o “OK” na utilização do equipamento ou ainda uma opção antes da realização desta tarefa que pergunte o que pretende que o software apresente, um controlo de qualidade ótimo ou existência de erro e assim permitir a “existência” de erros aquando da inexistência destes.

### 6.3 Seleção dos parâmetros de aquisição e reconstrução

Passando para uma outra parte e igualmente importante é a janela dos parâmetros de aquisição e reconstrução.

Esta janela aparecerá após a seleção de um registo e ao clicar no botão “Exame”, encontrando-se no menu Registos.

**Exame**

↓

**Aquisição e reconstrução**
easyPET

<b>Tipo de Aquisição</b>	<b>Direção da Aquisição</b>	<b>Região de interesse</b>		Contador de deteções
(Seleção)	(...)	Início I/S 20.00	Fim I/S 60.00	

**Número de aquisições/beds**

(...)

**Tempos de aquisição**

(...)

**Informação Radio-farmacológica**

Dose	Radio-fármaco
0.00 mCi	18F-FDG (exemplo)

**Reconstrução**

(...)

**Janela de Energia**

<b>LLD</b>	... keV
<b>ULD</b>	... keV

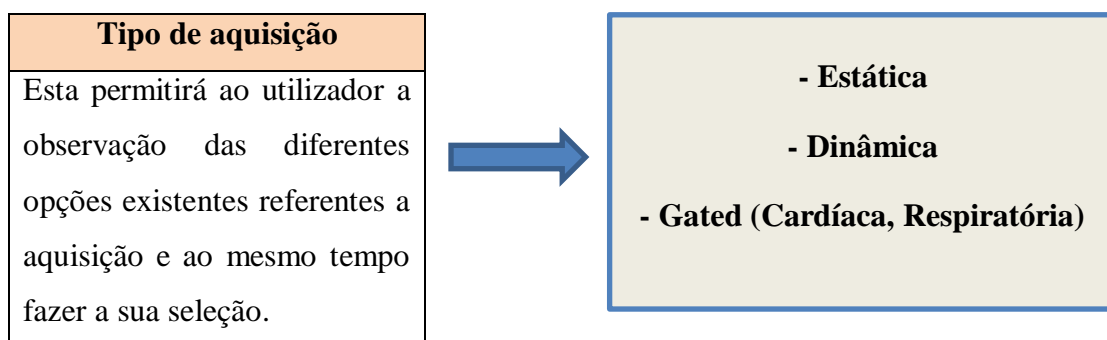
**Adquirir**

**Cancelar**

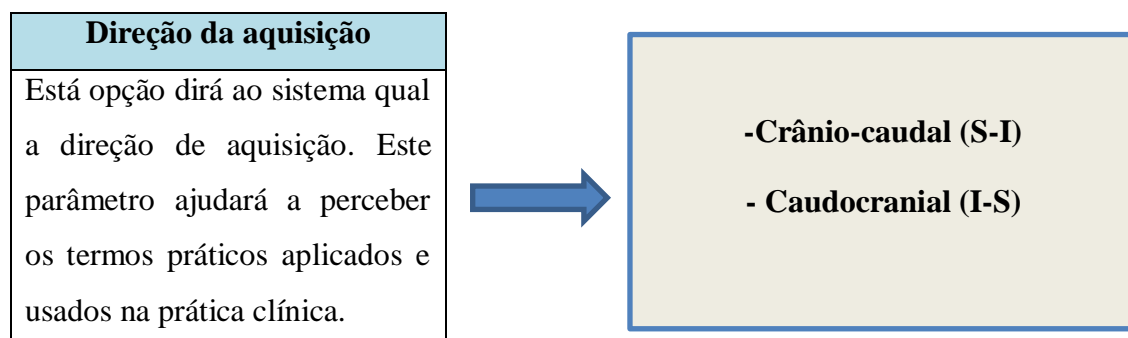
Figura 52 - Janela dos parâmetros de aquisição e reconstrução easyPET (imagem adaptada de [22])



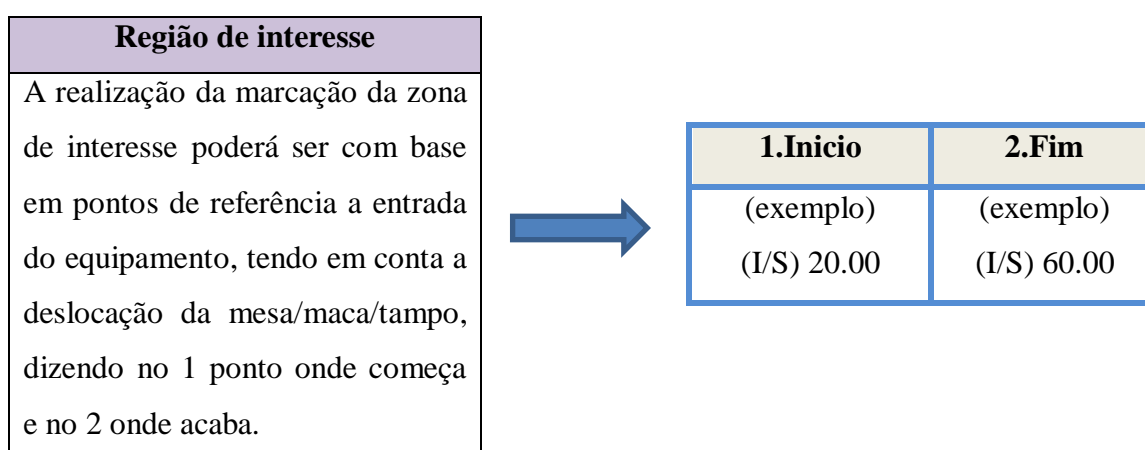
1. Seleção do tipo de aquisição;



2. Seleção da direção da aquisição;

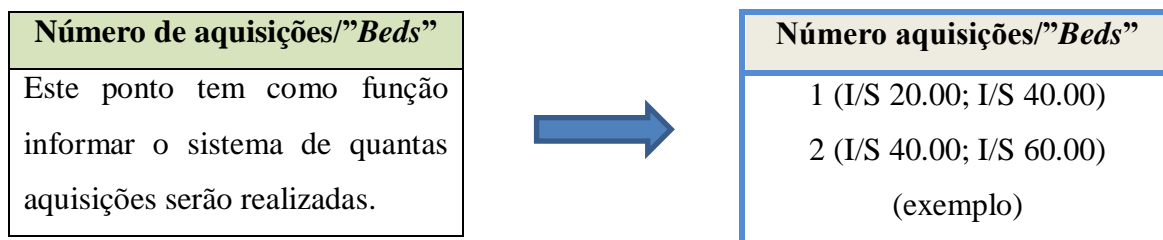


3. Delimitação da zona de interesse do estudo, através de pontos de referência;



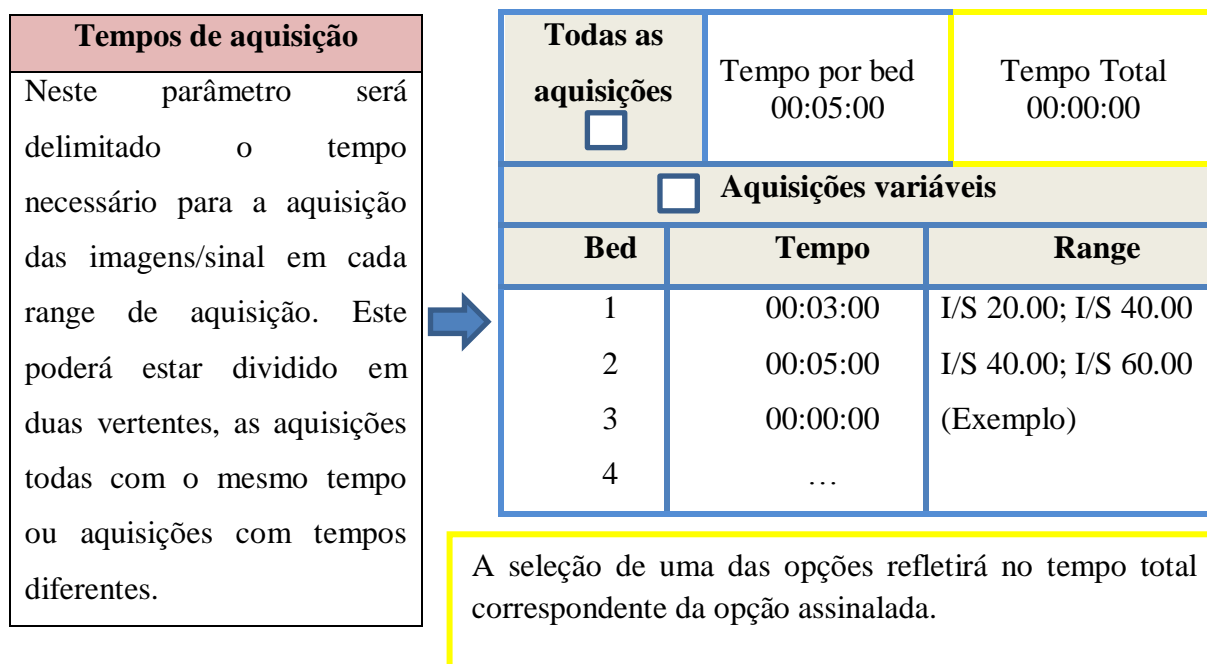
No decorrer da atividade se quiser alterar estes valores basta saber a orientação e os valores da deslocação e determinar esse intervalo no momento.

#### 4. Seleção do número de aquisições/"Beds";



Estas *ranges* de aquisição numa prática clínica são aplicadas numa imagem previamente adquirida, o topograma, devido à incorporação do PET com a CT. Contudo, como este equipamento só pretende simular o PET, uma maneira de contornar esta situação encontra-se em utilizar os dados obtidos na identificação da região de interesse, dizendo ao equipamento as aquisições a realizar com uma subdivisão dessa região. No entanto como se trata de um equipamento de pequenas dimensões, a área de aquisição poderá abranger a maior parte do objeto em estudo não possibilitando talvez um número elevado de aquisições/"beds" em diferentes áreas.

#### 5. Definir os tempos de aquisições;



6. Informação radio-farmacológica:

Informação Radio-farmacológica
Dados de elevada importância para o cálculo do SUV na prática clínica. Este para simular deverá registar a dose e o radio-fármaco utilizado, bem como as atividades em diferentes intervalos de tempo.

Dose	Radio-fármaco
0.00 mCi	(exemplo) 18F-FDG

↓

Medida:	MBq	mCi
Volume:	mL	
Antes da injeção	Atividade: Hora:mm:	
Tempo da injeção	Hora:mm:	
Pós injeção (residual)	Atividade: Hora:mm:	
Data:		

→

Isótopo:	Fármaco
18F	FDG
	FDOPA
	F-Flurina
	L-2-Fluorotirosina
13N	...
11C	...
...	

7. Seleção dos métodos de reconstrução;

Reconstrução
Parâmetro para a reconstrução das imagens, uma vez que proporcionará o utilizador dizer qual os filtros a aplicar, algoritmos de reconstrução, iterações e com isso perceber as suas implicações na imagem.

Método de reconstrução:	FBP	FORE	Retroprojeção
	FORE-FBP	...	...
	OSEM	<i>Subsets</i>	(seleção de um número)
		<i>Iterações</i>	(seleção de um número)
Tipo de filtro:	<i>Shepp-Logan</i>	<i>Butterworth</i>	<i>Hanning</i>
	<i>Hann</i>	...	...

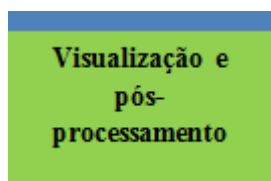
## 8. Definição da janela de energia

### **Janela de energia LLD (*lower level of energy discriminator*) e ULD (*upper level of energy discriminator*)**

Parâmetro que explicará e proporcionará uma interpretação ao utilizador da influência de restringir e/ou abrir a janela de energia a ser detetadas. Esta permitirá assim obter imagens com melhor qualidade e até mesmo uma maior sensibilidade.

## 6.4 Visualização e pós-processamento das imagens

Esta parte vai permitir a visualização das imagens adquiridas, ou seja, depois do sinal adquirido e feita a sua reconstrução estas serão apresentadas nesta secção. Permitirá também visualizar as imagens relativas a outros planos (sagital e coronal).



Este botão encontra-se igualmente no menu Registos e após a seleção de um e ao carregar no botão “Visualização e pós-processamento” o utilizador poderá observar as imagens nas diversas projeções bem como a possibilidade de realizar anotações, medições, ROIs, etc e gravá-las.

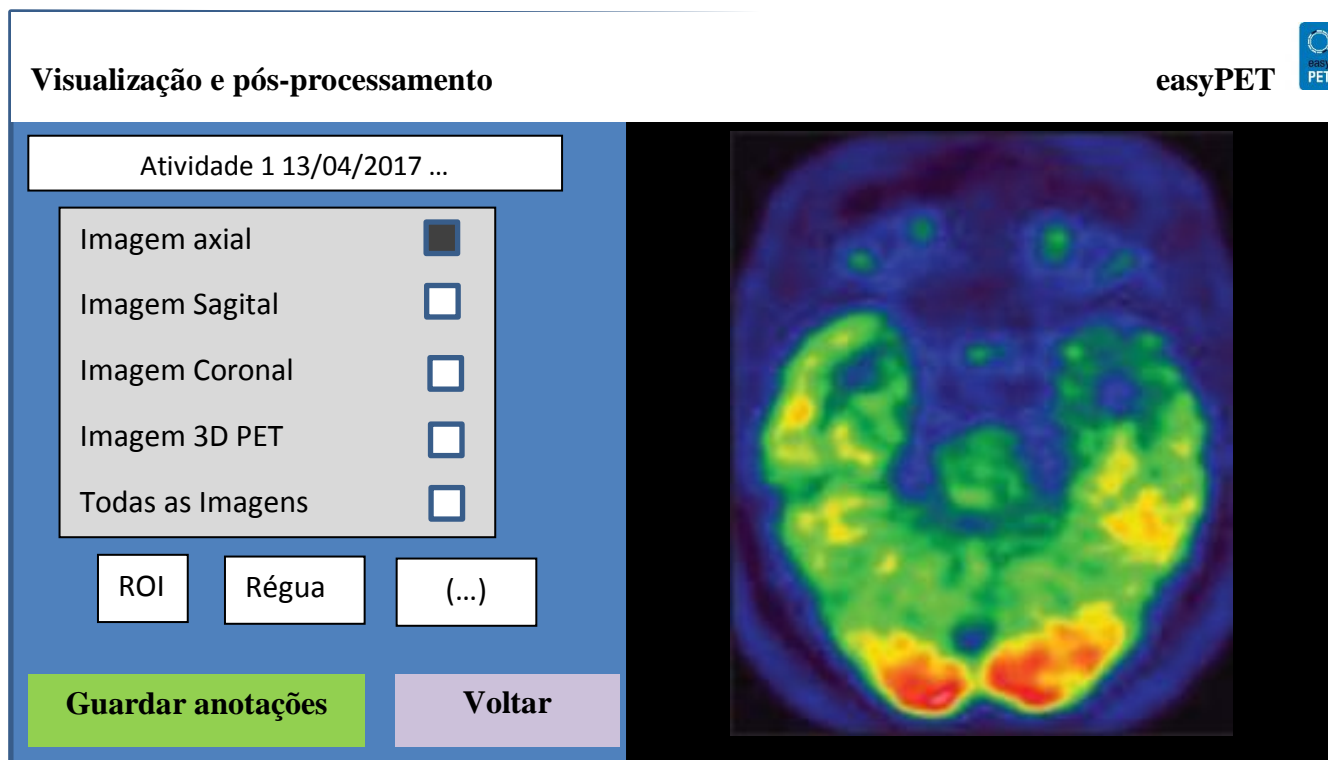
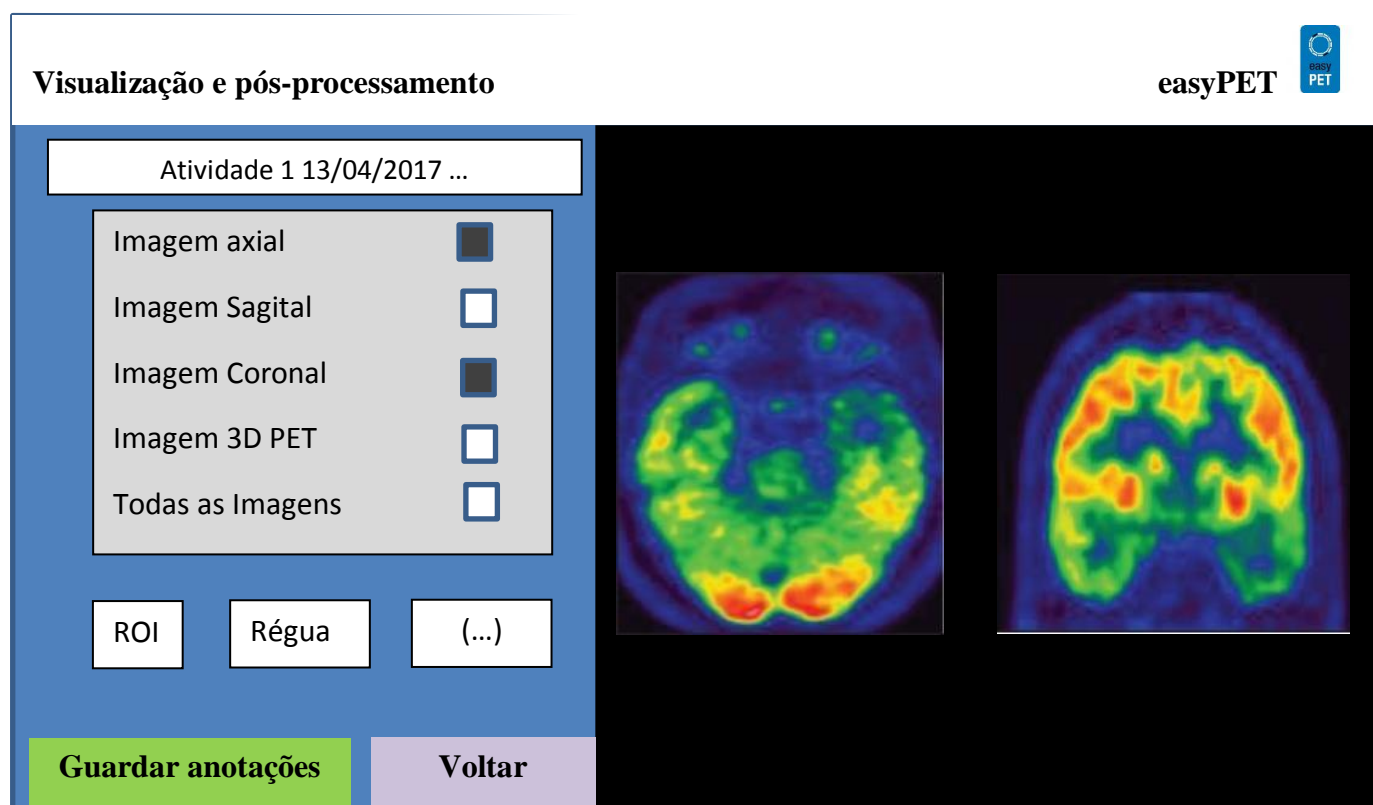


Figura 53 - Janela de visualização e pós-processamento easyPET (imagem retirada de [32])



**Figura 54 - Janela de visualização e pós-processamento easyPET (imagens retiradas de [32])**

Para auxiliar a maior parte destas tarefas pode ser utilizada, por exemplo a seguinte Tabela 7 (em Anexo), com o intuito de simular igualmente uma tarefa realizada pelo técnico de medicina nuclear na recolha das informações relativas à realização de um exame e aproveitar esses dados transpondo-os para o equipamento. Muitas das opções apresentadas não são aplicáveis para o equipamento em causa, no entanto essa demonstração mentaliza já os formandos sobre o que encontrarão na sua atividade profissional. Igualmente a sua aplicabilidade no equipamento em causa poderá surgir com uma evolução futura do mesmo.

## 6.4 Observações

Esta proposta de interface selecionada para treino foi escolhida tendo em conta o diálogo e um pequeno questionário (em Anexo) realizado pelos técnicos de medicina nuclear, profissionais de saúde que estando no ativo da sua profissão são capazes de determinar os erros e lacunas existentes na formação e com isso aproveitar o seu conhecimento para implementar novos métodos de ensino.

As respostas obtidas às questões apresentadas são unânimes.

Em relação às questões 1 e 2, as respostas refletem a existência de conhecimentos teóricos bons, no entanto com lacunas referentes à prática levando a dificuldades na sua atividade inicial, quer em termos de manuseio dos equipamentos e de radio-fármacos.

Quanto às questões 3 e 4 os técnicos de medicina nuclear referem que as decisões clínicas são destinadas aos médicos estando apenas atribuídas aos técnicos as tarefas de realização do exame, preparação dos radio-fármacos e realização do controlo de qualidade. Também confirmaram que apenas realizam os controlos de qualidade diários de PET e CT, devido à incorporação das duas modalidades, as restantes são responsabilidade do fabricante do equipamento ou físico médico.

Nas questões 5 e 6 relativamente às atividades e género de software a ser desenvolvido todos mencionaram que o software/ *user interface* deveria ser o mais fiel possível aos existentes no mercado e que permitisse perceber o funcionamento do PET, o manuseio de *ranges*, realização de aquisições e processamento de imagem.

Com este levantamento de respostas e de softwares na prática clínica propôs-se a *interface* apresentada anteriormente.

## Conclusão e perspectivas futuras

Esta proposta de trabalho baseou-se na necessidade de melhorar as atividades e formação para os futuros profissionais/técnicos de medicina nuclear por parte das instituições de ensino e colmatar falhas existentes. A recolha de informação perto das instituições de saúde foi o que proporcionou um aproximar das atividades realizadas no dia a dia dos profissionais de saúde da área de medicina nuclear e com isso extrapolá-las para a criação de uma *user interface* com os conceitos básicos da prática clínica, utilizando fantasmas e/ou pequenos animais.

A evolução da tecnologia em PET ocorrida nos últimos anos é enorme, esta modalidade começou por ser realizada só na vertente PET, passando depois à sua combinação com o PET-CT e mais tarde com o aparecimento de novos materiais insensíveis aos campos magnéticos, a PET-RM, tudo isto em menos de 50 anos.

O sistema *easyPET* será um equipamento inovador e revolucionário não existindo equipamento igual no mercado. Este permitirá às instituições de ensino melhorarem as suas capacidades educativas sem ter que despende quantias excessivas de dinheiro para adquirir um equipamento deste género, podendo custar entre 5 a 8% de um equipamento PET pré-clínico existente.

A possibilidade deste equipamento permitir a simulação das atividades clínicas de PET e possuir alguma capacidade para o desenvolvimento de investigações e desenvolvimentos de novos radio-fármacos é também uma mais-valia, abrindo porta para além da vertente do ensino.

O equipamento em desenvolvimento até à sua conclusão poderá sofrer alterações, como tem ocorrido, sempre no intuito de melhorar a sua utilidade e performance. Podemos mesmo referir que a resolução espacial e a sensibilidade não ficam aquém das praticadas pelos equipamentos pré-clínicos e estamos apenas a falar de um equipamento de pequenas dimensões para treino.

Com o desenvolvimento deste projeto e a pensar num futuro próximo com o seu possível sucesso há que evoluir e até mencionar a possível criação de um equipamento ao nível pré-clínico com as mesmas mecânicas, contudo permitindo mais funcionalidades pensando-se até na incorporação de uma fonte de radiação estável para assim simular um equipamento clínico PET-CT e com isso proporcionar um maior

leque de atividades a realizar com o equipamento, como por exemplo a aquisição do topograma.

A constante evolução e o surgimento de possíveis novas funcionalidades em prol do conhecimento, saúde e educação não pode ser impedimento de se evoluir, pelo contrário deverá sempre que possível evoluir-se os meios existentes para proporcionar sempre as melhores oportunidades, mas nunca esquecendo os profissionais de saúde, pois são estes que providenciam os cuidados de saúde tendo que existir igualmente uma revisão dos conceitos lecionados para assim eliminar as lacunas existentes, aprimorar as técnicas que existem e até aprender novas técnicas criando assim profissionais de topo para a área, demonstrando ao mundo a excelência de profissionais de saúde da área de medicina nuclear de Portugal e das instituições de ensino que não têm medo de arriscar no desenvolvimento, como a Universidade de Aveiro e os seus parceiros.



## Bibliografia

- [1] A. B. Delaloye, "Competencies for the European Nuclear Medicine Technologist," no. July. 1998.
- [2] P. Hogg, G. Testanera, A. Heathcote, and A. Meadows, "Principles and Practice of PET/CT." European Association of Nuclear Medicine, 2010.
- [3] Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, "Positron Emission Tomography: Technologist Scope of Practice and Performance Standards," 2013.
- [4] EANM, "Best Practice in Nuclear Medicine Part 1." 2006.
- [5] W. van den Broek, "Nuclear Medicine Technology in Europe." [Online]. Available:  
[http://apps.snm.org/docs/CME/PresenterItems/EventID\\_41/PresenterItemTypeID\\_1/Technology in Europe- Van Den Broek.pdf](http://apps.snm.org/docs/CME/PresenterItems/EventID_41/PresenterItemTypeID_1/Technology%20in%20Europe-Van%20Den%20Broek.pdf). [Accessed: 14-Dec-2016].
- [6] P. Marsden, P. Todd, and W. Waddington, "Pet-Ct Scanning Competencies for Clinical Scientists & for Clinical Technologists / Radiographers," *UK PET-CT Advisory Board*, no. September. pp. 1–7, 2006.
- [7] IAEA, *Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*. 2009.
- [8] EANM, "WORKING WITH PROTOCOLS." [Online]. Available:  
<http://www.eanm.org/publications/guidelines/technologist-guidelines/>. [Accessed: 02-Nov-2016].
- [9] P. E. Valk, D. L. Bailey, D. W. Townsend, and M. N. Maisey, *Positron Emission Tomography: Basic Sciences*. Springer - Verlag London, 2005.
- [10] E. C. and A. Alavi, *PET and PET/CT - A Clinical Guide*, 2nd ed. New York, NY: Thieme, 2005.
- [11] H. Jadvar and J. A. . Parker, *Clinical PET and PET/CT*. Springer - Verlag London, 2005.
- [12] G. B. Saha, *Basic of PET Imaging*, Second. Springer, 2010.
- [13] E. E. Kim, M.-C. Lee, T. Inoue, and W.-H. Wong, *Clinical PET and PET/CT: Principles and Applications*, 2nd ed. New York, NY: Springer New York, 2013.
- [14] T. B. Lynch *et al.*, *PET/CT in clinical practice*. Springer - Verlag London, 2007.
- [15] T. Rudroff, J. H. Kindred, and K. K. Kalliokoski, "[ 18 F]-FDG positron emission tomography—an established clinical tool opening a new window into exercise physiology," *J. Appl. Physiol.*, vol. 118, no. 10, pp. 1181–1190, May

- 2015.
- [16] SensL, “Introduction to the SPM (Silicon Photomultiplier).” pp. 1–8, 2011.
  - [17] P. E. Valk, D. Delbeke, D. L. Bailey, D. W. Townsend, and M. N. Maisey, *Positron Emission Tomography: Clinical Practice*. Springer, 2006.
  - [18] GEhealthcare, “VUE Point FX.” [Online]. Available: [http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct\\_applications/vue\\_point\\_fx](http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct_applications/vue_point_fx). [Accessed: 14-Dec-2016].
  - [19] GEhealthcare, “VUE Point HD.” [Online]. Available: [http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct\\_applications/vue\\_point\\_hd](http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct_applications/vue_point_hd). [Accessed: 14-Dec-2016].
  - [20] GEhealthcare, “SharpIR.” [Online]. Available: [http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct\\_applications/sharpir](http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct_applications/sharpir). [Accessed: 14-Dec-2016].
  - [21] V. Arosio *et al.*, “EasyPET: A novel concept for an affordable tomographic system,” *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, no. January, pp. 1–4, 2016.
  - [22] V. Arosio *et al.*, “The EasyPET : a novel concept for an educational cost-effective positron emission 2D scanner,” no. December. 2016.
  - [23] a. L. Goertzen *et al.*, “NEMA NU 4-2008 Comparison of Preclinical PET Imaging Systems,” *J. Nucl. Med.*, vol. 53, no. 8, pp. 1300–1309, 2012.
  - [24] IAEA, “Standard Operating Procedures for PET / CT : A Practical Approach for Use in Adult Oncology,” no. 26, 2013.
  - [25] ADNI, “Alzheimer’s Disease Neuroimaging Initiative PET Technical Procedures Manual Version 9.5,” 2006. [Online]. Available: [http://www.adni-info.org/Scientists/doc/PET-Tech\\_Procedures\\_Manual\\_v9.5.pdf](http://www.adni-info.org/Scientists/doc/PET-Tech_Procedures_Manual_v9.5.pdf). [Accessed: 21-Dec-2016].
  - [26] M. M. Khalil, *Basic Science of PET Imaging*, no. November. Cham: Springer International Publishing, 2016.
  - [27] P. Zanzonico, “Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review,” *J. Nucl. Med.*, vol. 49, no. 7, pp. 1114–1131, Jun. 2008.
  - [28] K. Knesaurek, “Overview of Existing QC Protocols for PET Systems and Proposed Updates Acknowledgments.” [Online]. Available: [http://apps.snm.org/docs/CME/PresenterItems/EventID\\_41/PresenterItemTypeID](http://apps.snm.org/docs/CME/PresenterItems/EventID_41/PresenterItemTypeID)

- \_1/QC Protocols for PET Systems- Knesaurek.pdf. [Accessed: 01-Mar-2017].
- [29] International Atomic Energy Agency, *PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts*, no. 27. 2014.
- [30] National Electrical Manufacturers Association, “Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 6: Data dictionary.” p. 216, 2011.
- [31] Quality Assurance in Radiology and Medicine (QRM), “Micro-PET NEMA-NU4 - Image Quality Mouse Phantom,” p. 1, 2008.
- [32] S. Jayalakshmi, M. Panigrahi, S. Nanda, and R. Vadapalli, “Surgery for childhood epilepsy,” *Ann. Indian Acad. Neurol.*, vol. 17, no. 5, pp. 69–79, 2014.



## Anexo

Worksheet PET									
Dados "Paciente"									
Nome:									
Data nascimento:				Altura (cm):					
Data do estudo:				Peso (kg):					
Sexo:	Masculino		Diabético:	Sim		N/S			
	Feminino			Não					
Glicémia:	mg/dl			Imagens:	Axial		Sag.		
Hora medida:					Cor.		3D		
Informação Radio-farmacológica									
Isótopo:				Medida:	MBq	mCi			
Fármaco:				Volume:	mL				
Antes da injeção		Injeção		Após injeção (residual)					
Atividade:		Hora:mm		Atividade					
Hora:mm				Hora:mm					
Estudo PET									
Início (Hora):				C.Q realizado:	Sim	Não			
Data:				Tipo de estudo:	Whole-body				
Aquisição:	Estática		Cabeça e pescoço						
	Dinâmica		Cerebral						
	Gated		Cardíaco						
Direção:	Crânio-caudal		Dinâmico						
	Caudocranial		Nº Beds:						
Observações									

Tabela 7 - Exemplo Worksheet de PET

## Questionário

Venho por este meio pedir-lhe a sua colaboração para que me responda as seguintes questões e desde já um obrigado pela sua colaboração.

1. Estando já no mercado do trabalho e por experiência adquirida o que acha do ensino na área de Medicina nuclear, em termos práticos e teóricos?

---

---

---

2. Quais foram as dificuldades sentidas no início da sua atividade profissional? (por exemplo: termos práticos com o manuseamento do equipamento, protocolos, entre outros)

---

---

---

3. Relativamente aos procedimentos de realização dos exames, controlo de qualidade, decisões clínicas, etc, quem faz o quê?

---

---

4. Quais os controlos de qualidade que realiza?

---

---

5. Que género de atividades deveriam ser aplicadas/replicáveis neste género de equipamento a ser desenvolvido?

---

---

---

---

6. Como acha que deveria ser o software de treino para essa aprendizagem depois da sua experiência com os softwares de aquisição clínica?

---

---

---